

Université de Montréal

L'importance du geste dans l'évaluation de la
cinématique tridimensionnelle du genou

Par
Frédéric Lavoie

Programme de Sciences Biomédicales
Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
En vue de l'obtention du grade de maîtrise
En Sciences Biomédicales

Décembre 2005

© Frédéric Lavoie 2005



W

4

U58

2006

V. 116

AVIS

L'auteur a autorisé l'Université de Montréal à reproduire et diffuser, en totalité ou en partie, par quelque moyen que ce soit et sur quelque support que ce soit, et exclusivement à des fins non lucratives d'enseignement et de recherche, des copies de ce mémoire ou de cette thèse.

L'auteur et les coauteurs le cas échéant conservent la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protègent ce document. Ni la thèse ou le mémoire, ni des extraits substantiels de ce document, ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans l'autorisation de l'auteur.

Afin de se conformer à la Loi canadienne sur la protection des renseignements personnels, quelques formulaires secondaires, coordonnées ou signatures intégrées au texte ont pu être enlevés de ce document. Bien que cela ait pu affecter la pagination, il n'y a aucun contenu manquant.

NOTICE

The author of this thesis or dissertation has granted a nonexclusive license allowing Université de Montréal to reproduce and publish the document, in part or in whole, and in any format, solely for noncommercial educational and research purposes.

The author and co-authors if applicable retain copyright ownership and moral rights in this document. Neither the whole thesis or dissertation, nor substantial extracts from it, may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms, contact information or signatures may have been removed from the document. While this may affect the document page count, it does not represent any loss of content from the document.

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :
L'importance du geste dans l'évaluation de la
cinématique tridimensionnelle du genou

présenté par :
Frédéric Lavoie

A été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Hubert Labelle
Président-rapporteur

Jacques A. de Guise
Directeur de recherche

Nicolas Duval
Codirecteur de recherche

Yvan Petit
Membre du jury

Mots clés :

Genou

Cinématique

Mouvement

Geste

Accroupissement

Standardisation

Reproductibilité

Répétitivité

Variabilité

Résumé :

L'étude de la cinématique tridimensionnelle du genou comporte de nombreuses difficultés. Parmi celles-ci, le type de geste effectué lors de l'enregistrement apparaît comme souvent négligé. L'absence d'information sur le type de geste effectué est probablement en partie responsable des différences de résultats constatées entre les diverses études. Par l'entremise d'une méthode non-invasive d'enregistrement de la cinématique du genou ainsi que d'une structure de stabilisation gestuelle spécialement conçue, le présent travail démontre l'impact significatif des variations gestuelles sur la cinématique 3D. On démontre aussi que la standardisation du geste d'accroupissement diminue significativement la variabilité cinématique pour un même sujet et entre différents sujets. Il ressort donc que toute étude de la cinématique tridimensionnelle du genou devrait porter une attention particulière au geste effectué lors de l'enregistrement du mouvement.

Keywords :

Knee

Kinematics

Movement

Gesture

Knee-bend

Squat

Standardization

Reproducibility

Repeatability

Variability

Abstract :

Three-dimensional kinematic assessment of the knee is difficult due to many factors. Amongst those, it appears that the gesture performed during kinematic assessment might play an important role in the discrepancy of the results obtained by different studies, even though this issue hasn't been specifically addressed so far. Using a non-invasive kinematic measurement method and a specially designed gesture stabilization structure, the present work demonstrates that gesture modifications can have a significant impact on measured knee kinematics. It is also demonstrated that gesture standardization decreases same-subject and between-subjects kinematic variability. Based on these results, it seems that every study focusing on three-dimensional kinematics should pay great attention on the gesture performed during kinematics recording.

Table des matières

RÉSUMÉ :	III
ABSTRACT :	IV
TABLE DES MATIÈRES.....	V
LISTE DES FIGURES ET TABLEAUX.....	VII
LISTE DES ABBRÉVIATIONS	IX
1. MISE EN CONTEXTE:	1
2. REVUE DE LITTÉRATURE:.....	3
2.1 MÉTHODE DE MESURE DE LA CINÉMATIQUE:	3
2.2 TYPE DE GESTE EFFECTUÉ LORS DES MESURES :	5
2.3 MÉTHODE D'ANALYSE DES DONNÉES CINÉMATIQUES:	8
2.4 ÉTUDES PORTANT SUR LES DONNÉES CINÉMATIQUES DU GENOU :	10
3. ÉNONCÉ DES HYPOTHÈSES ET RATIONNELLE SOUS-JACENTE:	16
4. STRUCTURE DE STANDARDISATION	19
5. SÉANCES-EXPÉRIMENTALES.....	23
5.1 POPULATION À L'ÉTUDE	23
5.2 ACQUISITION DES DONNÉES CINÉMATIQUES:.....	24
5.3 PROCÉDURES EXPÉRIMENTALES	25
6. ANALYSE DES DONNÉES	28
6.1 RÉPÉTITIVITÉ POUR UNE MÊME SÉRIE	28
6.2 RÉPÉTITIVITÉ POUR DEUX SÉRIES DIFFÉRENTES PAR UN MÊME SUJET	28
6.3 VARIABILITÉ INTER-INDIVIDUELLE.....	29
6.4 DIFFÉRENCES CINÉMATIQUES ENGENDRÉES PAR LES VARIATIONS GESTUELLES	29
7. RÉSULTATS:	31
7.1 CONTRIBUTION DES AUTEURS.....	31
7.2 GESTURE STANDARDIZATION INCREASES THE REPRODUCIBILITY OF 3D KINEMATIC MEASUREMENTS OF THE KNEE JOINT	32
7.2.1 Article	32
7.2.2 Figures.....	44
7.2.3 Tables.....	50
7.3 GESTURE AND POSTURE AS IMPORTANT FACTORS IN 3D KINEMATIC ASSESSMENT OF THE KNEE	52
7.3.1 Article	52
7.3.2 Figures.....	64
7.3.3 Table	68
8. DISCUSSION:.....	69
8.1 SOMMAIRE DES RÉSULTATS	69
8.2 IMPACT ET PERTINENCE DU GESTE DANS L'ÉTUDE DE LA CINÉMATIQUE.....	70
8.3 DIFFICULTÉS PERSISTANTES EN ÉVALUATION CINÉMATIQUE ET SOLUTIONS PROPOSÉES	72
9. CONSIDÉRATIONS ÉTHIQUES :	76

9.1 AVANTAGES ET RISQUES DE LA RECHERCHE:	76
9.2 CONSENTEMENT LIBRE ET ÉCLAIRÉ:	76
9.3 CONFIDENTIALITÉ:	77
10. CONCLUSION:	78
11. RÉFÉRENCES :	79
ANNEXES	85
ANNEXE 1 - STRUCTURE DE STANDARDISATION	85
DESCRIPTION DU CADRE	85
DESCRIPTION DU HARNAIS DE CONTRAINTE	88
<i>Base du harnais</i>	88
<i>Description de la tête</i>	89
<i>Description des épaules</i>	91
<i>Description de l'appui dorsal</i>	93
<i>Description de la pièce de contrainte du bassin</i>	95
<i>Vue d'ensemble du harnais</i>	97
DESCRIPTION DE LA PIÈCE DE CONTRAINTE DES PIEDS	99
<i>Système de fixation des pieds</i>	100
<i>Système de rails</i>	103
VUE D'ENSEMBLE	105
ANNEXE 2 : QUESTIONNAIRE SUR LES ANTÉCÉDENTS MÉDICAUX PERTINENTS	108
ANNEXE 3 : EXAMEN PHYSIQUE	110
ANNEXE 4 : FORMULAIRE DE CONSENTEMENT	115
ANNEXE 5 : CAPTEURS DE MOUVEMENT	120
ANNEXE 6 : LETTRE D'ACCEPTION DE L'ARTICLE	121
ANNEXE 7 : APPROBATION DES AUTEURS	122

Liste des figures et tableaux

Chapitre 2

Tableau 1 : Tableau synthèse des écrits sur la cinématique lors de gestes avec mise en charge	11
---	----

Chapitre 4

Figure 1 : Vue d'ensemble de la structure de standardisation.....	19
Figure 2 : Vue d'ensemble de la structure de standardisation.....	20
Figure 3 : Vue d'ensemble de l'appareil de contrainte des pieds.....	22

Chapitre 7.2

Figure 1 (left part): Vue d'ensemble de la structure de standardisation	44
Figure 1 (right part): Vue d'ensemble de la structure de standardisation avec sujet	45
Figure 2: Comparaison graphique des résultats de CCM pour les accroupissements contraints et non-contraints.....	46
Figure 3A: Courbes moyennes de rotation tibiale avec écart-types pour les accroupissements contraints, série initiale et série répétée	47
Figure 3B: Courbes moyennes de rotation tibiale avec écart-types pour les accroupissements non-contraints, série initiale et série répétée	48
Figure 4: Courbes moyennes de rotation tibiale avec écart-types pour les accroupissements contraints et non-contraints	49
Tableau 1: Résultats de CCM pour les trois gestes.....	50

Chapitre 7.3

Figure 1 Vue d'ensemble de la structure de standardisation avec sujet.....	64
Figure 2: Impact de la rotation des pieds sur la cinématique du genou	65
Figure 3: Impact de l'excursion des genoux sur la cinématique du genou	66
Figure 4: Impact de la rotation des hanches sur la cinématique du genou	67
Tableau 1: Différences cinématiques moyennes entre les conditions gestuelles	68

Annexe 1

Figure 1 : Cadre, vue d'ensemble	86
Figure 2 : Cadre, portion supérieure	87
Figure 3 : Système de contrepoids	87
Figure 4 : Base du harnais de stabilisation.....	89
Figure 5 : Appui-tête, vue avant	90
Figure 6 : Appui-tête, vue arrière.....	91
Figure 7 : Pièce des épaules, vue avant.....	92
Figure 8 : Pièce des épaules, vue arrière.....	93
Figure 9 : Appui dorsal, vue avant.....	94
Figure 10 : Appui dorsal, vue arrière	95
Figure 11 : Pièce du bassin, vue avant.....	96
Figure 12 : Pièce du bassin, vue arrière	96
Figure 13 : Vue d'ensemble du harnais de stabilisation, vue avant	98
Figure 14 : Vue d'ensemble du harnais de stabilisation, vue arrière	99
Figure 15 : Système de fixation des pieds, vue de dessus.....	101
Figure 16 : Système de fixation des pieds, vue de dessous.....	102

Figure 17 : Pièce constitutive du système de fixation des pieds	103
Figure 18 : Système de rails de coulissement	104
Figure 19 : Vue d'ensemble de l'appareil de contrainte des pieds.....	104
Figure 20 : Vue d'ensemble de la structure de standardisation.....	105
Figure 21 : Vue d'ensemble de la structure de standardisation.....	106
Figure 22 : Vue d'ensemble de la structure de standardisation.....	107

Liste des abréviations

3D	Trois dimensions / tridimensionnel
CCM	Coefficient de corrélation multiple
CMC	<i>Coefficient of multiple correlation</i>
CHUM	Centre hospitalier universitaire de Montréal
CKCE	<i>Closed kinetic chain exercise</i>
CT	Tomodensitométrie (modalité d'imagerie radiologique)
ETS	École de technologie supérieure
Hz	Hertz (unité de fréquence)
IMC	Indice de masse corporelle
IRM	Imagerie par résonance magnétique
LCA	Ligament croisé antérieur
LIO	Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie
MEC	Mise en charge
RSA	Radiostéréométrie ou <i>roentgen stereophotogrammetric analysis</i> (modalité de mesure cinématique)

Remerciements

Je tiens grandement à remercier le Programme d'orthopédie Édouard-Samson de l'Université de Montréal ainsi que son directeur, le docteur Alain Jodoin, pour m'avoir permis de concilier mes activités de recherche avec ma résidence en chirurgie orthopédique. Sans leur support, ce travail n'aurait pas été possible.

Je suis également grandement reconnaissant envers le Programme MENTOR des IRSC ainsi qu'envers son directeur le docteur Hubert Labelle pour leur confiance en mon projet et leur support financier. Similairement, je remercie la Fondation de recherche et d'éducation en orthopédie de Montréal (FRÉOM) pour leur appui financier renouvelé au fil des ans. Ces organismes ont clairement contribué à la concrétisation de ce projet.

Je ne saurais passer sous silence l'équipe du LIO dont les connaissances et compétences m'ont été d'un précieux secours à de nombreuses occasions, fut-ce sous forme d'explications, d'aide technique, de questions ou de critiques constructives. Particulièrement, la contribution de Gerald Parent est à souligner, ce dernier ayant été activement impliqué dans l'aspect informatique du projet et ayant toujours su répondre à mes requêtes avec l'efficacité et l'attitude positive le caractérisant.

Martin Laplante, ingénieur mécanique qui a étroitement collaboré à ce travail en réalisant la structure de standardisation dans le cadre de sa maîtrise, a joué un rôle déterminant et je lui en suis fort reconnaissant.

Finalement, mes remerciements vont à tous ceux ayant été impliqués de près ou de loin dans le présent travail et que je ne mentionne pas ici mais qui se reconnaîtront. Merci.

1. Mise en contexte:

Le genou constitue l'articulation à la fois la plus grosse et la plus complexe du corps humain[1]. Du fait de l'incongruité de ses surfaces articulaires, de nombreuses structures musculo-tendineuses et ligamentaires lui sont nécessaires pour en assurer la stabilité lors de ses mouvements[2]. De celles-ci, le ligament croisé antérieur (LCA) est un important sujet de discussions et de controverses. En effet, la rupture traumatique du LCA est une pathologie fréquente (estimée à 95 000 ruptures par an aux États-Unis) survenant principalement chez des individus jeunes et actifs[3]. Elle est la cause d'une instabilité du genou à la source d'une incapacité fonctionnelle significative dans la majorité des cas[3, 4]. Il est également bien démontré que cette pathologie augmente le risque de blessures récurrentes, de déchirures méniscales et d'arthrose du genou[3-6].

La tendance actuelle est de procéder à la reconstruction chirurgicale du LCA chez les individus jeunes et actifs, les sportifs de haut niveau et les travailleurs ayant un métier impliquant un chargement constant de leurs genoux[3]. Les techniques de reconstruction sont nombreuses et variées et semblent à peu près toutes donner de bons résultats à court terme, correspondant à une fonction presque normale du genou dans 75 à 90% des cas[7, 8]. Or, les études à long terme sont rares mais laissent entrevoir une incidence augmentée d'arthrose dans les genoux ayant subi une reconstruction du LCA[4, 9, 10]. Ceci pourrait être dû à l'incapacité des techniques de reconstruction du LCA couramment employées à rétablir une mécanique normale au niveau du genou[3, 11, 12]. Il apparaît donc souhaitable d'évaluer l'impact de la rupture et de la reconstruction du LCA sur le mouvement du genou afin de mieux le corriger.

La cinématique 3D est le terme utilisé lorsqu'on parle du mouvement tridimensionnel d'une articulation. De façon concrète, l'étude de la cinématique 3D se fait en enregistrant de façon continue la position relative des os constituant une articulation, par exemple le fémur et le tibia dans le cas du genou[13]. La connaissance précise de ces positions devrait théoriquement permettre de caractériser le mouvement normal d'une articulation et, conséquemment, de déceler des anomalies cinématiques secondaires à une lésion articulaire. On devrait aussi pouvoir vérifier

la normalisation cinématique suite à une chirurgie de réparation ou de reconstruction ligamentaire ou articulaire.

Malheureusement, plusieurs facteurs rendent difficile l'étude précise de la cinématique 3D du genou chez le sujet vivant. Ceux-ci peuvent être regroupés dans trois catégories : la précision de la mesure cinématique, le type de geste effectué lors des mesures et la méthode d'analyse de la cinématique[14]. Chacune de ces catégories de facteurs est susceptible de rendre les valeurs cinématiques enregistrées impossibles à comparer avec des valeurs issues d'une autre étude. De plus, ces facteurs sont probablement impliqués dans les différences interindividuelles notées à l'intérieur d'une même étude. Du fait de ces difficultés, il n'existe toujours pas de définition claire et complète de la cinématique 3D du genou sain permettant la détection d'anomalies dues à une blessure.

Le présent travail s'attarde principalement à la problématique du geste effectué lors de l'enregistrement de la cinématique. Nous étudierons l'effet de la standardisation du geste sur la variabilité cinématique et l'impact cinématique de diverses variations du geste.

Dans un premier temps, nous ferons un survol de la littérature portant sur les nombreuses méthodes de mesure et d'analyse de la cinématique 3D du genou en les abordant dans l'optique des trois catégories de difficultés mentionnées ci haut. Nous concentrerons ensuite notre attention sur les écrits faisant ressortir le geste comme une source importante de variabilité entre les études et même au cœur d'une seule étude. Nous énoncerons les hypothèses de recherche et énumérerons les caractéristiques que devrait comporter le geste utilisé lors de la mesure de la cinématique. Nous décrirons ensuite la structure de standardisation du geste développée dans le cadre de ces travaux puis exposerons le protocole expérimental. Les résultats seront présentés sous forme de deux articles. Une discussion suivra avec emphase sur l'impact potentiel des conclusions du présent travail sur tout le champ de l'étude de la cinématique 3D du genou. Finalement, les difficultés persistantes en évaluation cinématique seront exposées et des recommandations seront formulées.

2. Revue de littérature:

Le mouvement du genou est complexe, constitué de composantes de rotation et de translation [2]. Les descriptions en sont nombreuses mais principalement issues d'observations sur genoux cadavériques [15-22] chez lesquels il est difficile de reproduire les tensions musculaires et ligamentaires effectives chez le genou vivant [23]. Or, l'obtention chez le vivant de données cinématiques précises et reproductibles constitue un défi de taille. L'évaluation objective du genou dans un contexte clinique s'est donc traditionnellement faite au moyen de divers tests de laxité ligamentaire réalisés manuellement (test du tiroir antérieur, test de Lachman, manoeuvre du ressaut antéro-latéral ou *pivot-shift*) [2, 24]. Des outils d'évaluation de laxité instrumentés ont aussi fait leur apparition durant la dernière décennie (Telos, KT-1000). Ces tests et instruments évaluent la laxité du genou le long ou autour d'un axe, négligeant l'aspect tridimensionnel du mouvement du genou. Plusieurs études démontrent d'ailleurs l'absence de corrélation entre ces mesures objectives de laxité et l'apparition de symptômes d'instabilité ou d'arthrose du genou chez les sujets ayant subi une reconstruction du LCA [25, 26], appuyant la nécessité de développer des outils permettant une évaluation tridimensionnelle du mouvement du genou.

Une revue de la littérature traitant de la cinématique tridimensionnelle du genou permet de cerner trois aspects expliquant l'absence de consensus sur ce sujet: la méthode de mesure de la cinématique et sa précision; le type de geste effectué lors des mesures; la méthode d'analyse des données cinématiques.

2.1 Méthode de mesure de la cinématique:

L'étude de la cinématique du genou correspond à l'analyse des mouvements relatifs du fémur et du tibia [13]. Alors que l'accès aux os ne constitue pas un problème dans les études cadavériques, il en est autrement chez les sujets vivants où l'on doit tenir compte des tissus mous recouvrant le squelette. Les méthodes utilisant des capteurs de mouvement fixés sur la peau sont inadéquates à l'analyse des composantes rotatoires et translationnelles de la cinématique de

genou puisqu'il est démontré que les mouvements entre les capteurs et l'os sous-jacent peuvent être supérieurs à un centimètre lors d'un mouvement de flexion [27, 28]. Ces mouvements indésirables sont minimisés par la fixation des capteurs positionnels sur un exosquelette récemment développé [28, 29]. Ce harnais est lui-même appliqué sur la cuisse et la jambe et diminue l'imprécision attribuable aux mouvements résiduels à moins de deux degrés (1,3 degrés en abduction/adduction et 1,7 degrés en rotations interne/externe) [28-32]. Ces degrés d'imprécision sont à corrélérer avec la magnitude des mouvements mesurés au genou, particulièrement la rotation tibiale évaluée au minimum à environ 8 degrés lors de l'extension complète à partir de 55 degrés selon les travaux de Brandsson et al.[33]. D'autres types de harnais et exosquelettes ont été proposés afin de diminuer le mouvement peau-os [34, 35], de même que des méthodes informatiques afin d'en compenser l'effet sur les données cinématiques [36-38]. Il est entendu que toutes ces méthodes ne pourront jamais éliminer complètement le mouvement artefact [38-40]. Certains investigateurs ont surmonté la difficulté des mouvements peau-os en fixant des capteurs de mouvement à même le tibia et le fémur par l'entremise de broches intracorticales [23, 41, 42]. Cette méthode d'analyse invasive est très précise mais s'applique difficilement à grande échelle. C'est pour cette raison d'ailleurs que les études ayant recours à cette technique comportent un nombre restreint de sujets, limitant par le fait même la généralisation des résultats. Il en est de même pour la radiostéréométrie (RSA) qui nécessite l'implantation intraosseuse de billes de tantale puis l'acquisition de leur position par fluoroscopie [33, 43, 44]. D'autres méthodes emploient la fluoroscopie biplanaire pour l'étude de la cinématique [45-47]. En plus d'exposer les sujets à des doses significatives de radiations, ces deux dernières méthodes sont limitées à un nombre restreint de gestes analysables. L'imagerie en résonance magnétique (IRM) est de plus en plus employée depuis l'avènement des résonances à section ouverte, permettant ainsi au sujet d'adopter plusieurs postures lors de l'acquisition des images. L'absence de recours aux rayons X est un avantage de cette méthode non invasive. Cette modalité ne permet cependant pas d'étudier le genou de façon franchement dynamique : il s'agit plutôt de successions d'images tridimensionnelles obtenues à différentes positions statiques [48-53]. Il est donc permis de questionner la validité de l'IRM comme outil de mesure du mouvement dynamique du genou.

Il apparaît donc qu'aucune méthode de mesure de la cinématique ne soit parfaite, que ce soit à cause de son imprécision, de son caractère invasif, de la nécessité d'exposition aux radiations ionisantes ou du type de mouvement qu'elle permet d'enregistrer.

2.2 Type de geste effectué lors des mesures :

La grande diversité de gestes effectués par les sujets lors de l'étude cinématique du genou est en partie responsable de la difficulté à comparer les résultats de différentes études entre elles. En effet, de nombreux facteurs sont susceptibles d'affecter les composantes rotationnelle et translationnelle du mouvement du genou lors d'un geste de flexion-extension. Parmi ceux-ci, mentionnons entre autres la **présence ou l'absence de mise en charge** (MEC) du genou lors du geste étudié. Il est bien démontré que les forces compressives contribuent significativement à la stabilité de l'articulation tibio-fémorale [54-56] et que leur magnitude a un impact sur les forces s'exerçant au genou [57, 58]. Ceci explique en partie les différences cinématiques observées entre les exercices de type "chaîne ouverte" (*leg extension*, i.e. exercice d'extension contre résistance du genou en position assise, la jambe étant la portion mobile) et ceux de type "chaîne fermée" (*squat*, i.e. exercice d'accroupissement sans support ni contrainte externe; *leg press*, i.e. exercice d'extension des membres inférieurs lors duquel les pieds sont fixes et le corps est appuyé; *hack squat*, i.e. variante de *leg press* effectuée en position debout et lors de laquelle les pieds sont situés dans l'axe du corps) [43, 59-64]. Différentes études font ressortir l'impact d'un pied fixé (chaîne fermée) ou libre (chaîne ouverte) sur les activités musculaires de la cuisse [58, 65], fournissant une autre explication aux différences cinématiques observées.

La cinématique du genou risque également d'être affectée selon que le **geste étudié** est **réalisé activement ou passivement**. Un geste passif, utilisé dans de nombreuses études cadavériques [12, 15-17, 54, 66-71], est également employé lors des divers tests cliniques de laxité, de même que dans certaines études de la cinématique *in vivo* [42]. Il néglige la contribution des divers groupes musculaires au mouvement et à la stabilité du genou [72, 73]. Cela pourrait en partie expliquer la discordance des tests cliniques passifs avec les symptômes d'instabilité présentés par les patients, tel que mentionné plus haut [25]. Certains investigateurs

ont tenté d' "activer" les gestes de genoux cadavériques par divers systèmes de traction sur les muscles mais ces modèles ne demeurent au mieux qu'une approximation du mouvement du genou du vivant [22, 70, 74-77].

La cinématique du genou est susceptible d'être différente selon que les mesures de position sont effectuées de façon **statique ou dynamique**. En effet, plusieurs protocoles mesurent les positions relatives du fémur et du tibia alors que le sujet maintient divers degrés de flexion du genou [43, 78, 79]. Toutes les études utilisant l'IRM entrent dans cette catégorie [48-53]. Ce type de protocole est le plus souvent imposé par des contraintes d'origine technique. Tel que mentionné plus haut, il est fort probable que le positionnement osseux statique diffère du positionnement dynamique. Ceci est appuyé par le fait que les symptômes d'instabilité suite à une rupture du LCA se manifestent alors que le genou est en mouvement [6]. La vitesse d'exécution du geste, de par son impact sur les forces appliquées au genou [57, 80], pourrait également avoir un impact sur la cinématique.

Certains auteurs mentionnent **l'inconstance du geste** comme cause probable de la variabilité inter et intrasujet [23, 30, 33, 71, 81]. Prenant en considération les effets de la mise en charge [54-56] et de l'activité musculaire [72, 73] sur la stabilité du genou, il apparaît probable que la position relative des segments corporels lors de la réalisation d'un geste influence la cinématique du genou. Or, à notre connaissance, aucune étude de la cinématique 3D du genou ne semble porter d'attention significative à la répétabilité du geste réalisé par les sujets. Le geste de la marche est très étudié [82-87]. Cependant, bien que reproductible au cours d'une même séance, il est lui-même affecté de façon complexe par la présence d'une pathologie au genou [84, 87, 88], rendant difficile l'interprétation des données cinématiques. La variabilité du geste de *step-up* (geste de monter une marche d'escalier) a été démontrée par Brandsson et al. [33]. Ninos et al. [89], lors de leur étude de l'impact électromyographique de la position des pieds lors du *squat*, ont jugé nécessaire de limiter la translation antérieure du genou lors de l'exécution du geste, appuyant de ce fait la notion de variabilité du *squat* et de ses répercussions possibles sur le mouvement du genou. Ariel avait d'ailleurs déjà rapporté une augmentation des forces de cisaillement (*shear forces*) lors d'une translation antérieure du genou pendant un *squat* [1]. De plus, Neiman et al. [22] ont démontré par une étude sur genoux cadavériques que la tension subie

par un greffon de LCA était influencée de façon significative par la position du pied par rapport à la hanche. Hill et al. [90] ont étudié les points de contact fémoro-tibiaux par IRM dans des conditions avec et sans mise en charge à différents incréments de flexion du genou chez des sujets normaux. Trois conditions de rotation des pieds ont été étudiées pour le volet de tests avec mise en charge, à savoir la rotation neutre, la rotation interne maximale et la rotation externe maximale. Les résultats démontrent que la mise en charge accentue la rotation interne du tibia lors de la flexion du genou. De plus, la rotation des pieds se répercutait sur les points de contact fémoro-tibiaux. En effet, la rotation externe des pieds semblait abolir la rotation tibiale interne lors de la flexion alors que la rotation interne des pieds ne semblait pas avoir d'effet majeur sur la rotation tibiale. Malheureusement, aucune valeur angulaire n'est présentée. Malgré tout, cet article amène de bons éléments appuyant l'importance de la mise en charge et de la position des pieds dans l'étude de la cinématique du genou. Karrholm et al. ont confirmé par radiostéréométrie que la rotation externe extrême du pied abolissait la rotation tibiale interne accompagnant la flexion du genou normal. Récemment, Mannel et al. [91] démontraient lors d'une étude *in vitro* que la cinématique du genou était affectée par le geste effectué et amenaient l'idée d'un geste standardisé pour minimiser cette source de variations. Le *squat* y était identifié comme un bon geste pour l'étude de la cinématique du genou. Un geste s'apparentant au *hack squat* est utilisé dans des études cinématiques récentes employant l'IRM [50, 52, 53, 90]. Or, en plus de la question de la validité de l'étude de la cinématique par images obtenues lors du maintien de positions statiques, on s'y attarde peu sur le positionnement des pieds. De plus, le geste utilisé par Scarvell et al. et Patel et al. est effectué en position horizontale avec une mise en charge de moins de 15 kilogrammes, rendant difficile la comparaison avec un geste avec mise en charge totale. On peut donc difficilement utiliser les données issues de ces études comme valeurs de référence.

Ainsi, à notre connaissance, aucune étude ne s'est penchée spécifiquement sur la question du geste comme source de variabilité dans l'étude de la cinématique 3D du genou bien que la question soit mentionnée dans plusieurs articles [33, 53, 81, 90, 91].

2.3 Méthode d'analyse des données cinématiques:

Une autre explication à l'absence de consensus clair par rapport au mouvement normal du genou est sa nature tridimensionnelle. En plus de sa principale composante de flexion-extension, la littérature décrit surtout le déplacement postérieur du fémur par rapport au tibia lors de la flexion (*femoral rollback*) ainsi que la rotation externe du tibia en fin d'extension (*screw-home mechanism*) [2]. Jusqu'à récemment, on avait principalement recours à un modèle bidimensionnel relativement complexe pour décrire le mouvement du genou, la méthode des centres instantanés de rotation [71, 92-96], négligeant la composante rotationnelle et les mouvements de varus-valgus. Le développement des technologies de localisation tridimensionnelle ouvre aujourd'hui la porte à une compréhension plus réaliste de la cinématique du genou. La principale difficulté consiste à décrire la cinématique selon un système interprétable cliniquement et permettant de comparer les sujets entre eux.

La méthode des axes hélicoïdaux décrit les mouvements tridimensionnels relatifs du tibia et du fémur selon un axe unique se déplaçant pendant la flexion du genou [43, 71, 91, 93, 97]. Bien que relativement facile d'utilisation, cette méthode a le désavantage d'être difficile à interpréter selon des termes cliniques. De plus, Aissaoui et al. [98] ont récemment démontré que l'algorithme utilisé pour le calcul de l'axe hélicoïdal peut avoir des répercussions importantes sur la validité de l'axe obtenu, surtout dans le cas de mouvement bruité comme c'est le cas lors de l'étude cinématique d'une articulation humaine.

La méthode la plus souvent employée est celle proposée par Grood et Suntay [99], décomposant le mouvement du genou en rotations et translations instantanées selon trois axes. L'avantage principal de cette méthode est l'emploi de termes cliniques courants pour décrire les diverses composantes du mouvement (abduction-adduction, flexion-extension, rotations interne-externe), permettant d'exprimer le mouvement tridimensionnel selon des indicateurs bidimensionnels distincts. Son principal inconvénient est la nécessité de définir des axes de référence pour le fémur et le tibia. Ce processus s'appuie sur la localisation de points de repère anatomiques et est enclin à une variabilité significative [31, 100-102]. Il est important de bien saisir l'impact significatif qu'a le système d'axes choisi sur les données cinématiques obtenues.

En effet, comme cette méthode implique de décomposer la cinématique tridimensionnelle en 3 composantes de rotation et 3 composantes de translation, une erreur de positionnement du système d'axes de référence va amener une partie de la composante de flexion du genou à être interprétée comme de la rotation tibiale et/ou de l'abduction-adduction. Cette « mésinterprétation » de la cinématique est connue sous le nom de *cross-talk phenomenon* [103]. Les travaux de MacWilliams démontrent que toute différence d'angulation du système se répercute par un facteur de 2 sur les valeurs cinématiques obtenues [101]. Différentes techniques ont été proposées afin de contourner cet obstacle. La plupart utilisent les rayons X en combinaison avec la palpation de repères anatomiques, des équations de régression et des méthodes de repérage fonctionnel [104-106]. Récemment, notre groupe de recherche a décrit et validé une technique reproductible ne nécessitant pas de rayons X [32, 107]. Cette technique est basée principalement sur des méthodes de repérage fonctionnel et utilise les points de repère anatomiques de façon à en minimiser l'impact sur la localisation des systèmes d'axes.

Une troisième méthode d'analyse de la cinématique 3D du genou, dite 'méthode fonctionnelle', a été dernièrement décrite par Martelli et al. [108]. Elle représente un compromis entre les deux méthodes précédentes en ce sens qu'elle ne nécessite pas l'utilisation de repères anatomiques et décrit les mouvements selon un système triaxial. La reproductibilité de cette méthode n'a pas été démontrée. Elle demeure néanmoins intéressante puisqu'elle mesure et décrit le mouvement du genou selon le « modèle de la charnière composée » (*compound hinge model*) tel que décrit par Hollister et al.[19] et Churchill et al.[18]. Ce modèle postule que la cinématique du genou peut être décrite presque entièrement par des rotations autour de deux axes fixes non-orthogonaux, à savoir un « axe de flexion optimal » correspondant à l'axe transépicondylien du fémur distal ainsi qu'un « axe de rotation longitudinale » approximativement parallèle à l'axe mécanique du tibia. Cette approche est séduisante puisqu'elle explique la cinématique du genou de façon relativement simple alors qu'elle est traditionnellement perçue comme complexe. De plus, la description de ces deux axes comme étant à peu de choses près fixes par rapport au fémur et au tibia respectivement laisse entrevoir la possibilité d'analyser la cinématique d'un genou sous l'angle de la position et/ou de la stabilité de ses axes de rotation. En effet, il est permis de croire qu'une blessure ligamentaire au genou rende la position des axes différente et/ou instable comparativement aux genoux cadavériques.

intacts étudiés par Hollister et Churchill. Malheureusement, la méthode fonctionnelle de Martelli et al. ne permet pas de telles comparaisons puisque son système d'axes est basé sur le mouvement même que l'on voudrait analyser et non sur l'anatomie osseuse. Ainsi, prenant pour acquis qu'une blessure ligamentaire modifie le mouvement du genou, les axes d'un genou blessé seront positionnés différemment de ceux d'un genou sain. Or, la méthode de Martelli ne permet pas de mesurer ces changements de position des axes puisque l'anatomie n'est pas prise en compte. Dans cette optique, un système de référence indépendant du mouvement et basé sur l'anatomie de l'articulation apparaît souhaitable.

En résumé, la méthode de l'axe hélicoïdal est difficile à interpréter cliniquement, alors que la méthode de Grood et Suntay fournit un référentiel indépendant du mouvement mais susceptible de varier selon la technique de localisation des repères. Pour sa part, la technique de Martelli permet une représentation simplifiée du mouvement du genou en ne nécessitant pas la localisation de repères mais ne permet cependant pas de comparer divers genoux entre eux. Il n'existe donc pas de méthode parfaite.

2.4 Études portant sur les données cinématiques du genou :

Le présent projet de recherche étudiera la cinématique 3D du genou lors d'un geste de *hack squat*. Le choix de ce geste est expliqué dans la section *Énoncé des hypothèses et rationnelle sous-jacente*. À notre connaissance, aucune étude ne s'est penchée sur la cinématique du genou dans des circonstances reproductibles de geste de type chaîne fermée. Dans leurs travaux sur les stress engendrés au genou selon divers types d'exercices, Wilk et al. et Escamilla et al.[58, 64] ont utilisé un geste qualifié de *leg press* mais plutôt apparenté à un *hack squat*.¹ La cinématique n'y est malheureusement pas étudiée directement. Afin de fournir un cadre de référence minimal, nous ferons donc un bref survol des données cinématiques recueillies lors de l'exécution *in vivo* d'exercices en chaîne fermée (*Closed Kinetic Chain Exercise*, CKCE), incluant ainsi le *squat*, le *leg press* et le geste accompli pour gravir une

¹ La différence principale des deux gestes se situe au niveau de l'angle de flexion des hanches lors de la réalisation du mouvement. Le *leg press* correspond plutôt à une position assise alors que le *hack squat* s'apparente à la position debout.

marche (*step-up*). La méthode et les conclusions principales de chacune des études citées sont résumées dans le tableau 1.

Tableau 1.

Auteurs	Méthode			Observations
	Mesure	Geste	Sujets	
Asano et al.	Points de contact, tomodensitométrie et radiographies simples	Positions statiques successives	6 sujets sains	Rotation tibiale interne combinée avec flexion, centre de rotation au plateau tibial interne
Dennis et al.(2001)	Points de contact, fluoroscopie	4 gestes continus différents	5 genoux sains	Rotation tibiale interne combinée avec flexion, cinématique influencée par geste
Dennis et al.(1996)	Points de contact, fluoroscopie	Accroupissements complets continus	16 genoux sains, 10 genoux avec bris LCA, 38 genoux avec prothèse de genou	Variabilité cinématique interindividuelle dans le plan sagittal augmentée par bris LCA
Brandsson et al.	RSA	<i>Step-up</i> de 8 cm continu	11 genoux avec bris LCA et 11 genoux sains contralatéraux	Rotation tibiale diminuée par bris LCA, variabilité interindividuelle notable
Jonsson et Kärrholm	RSA	Positions statiques successives	13 genoux avec bris LCA et 13 genoux sains contralatéraux	Translation tibiale postérieure augmentée, pas de différence de rotation tibiale
Lysholm et al.	Mesure de translation tibiale avec potentiomètre	Escaliers, lever d'une chaise, vélo	18 genoux avec bris LCA, 10 genoux sains (sujets différents)	Mise en charge influence la cinématique
Kvist et al.	Mesure de translation tibiale avec potentiomètre	Accroupissements avec 3 différentes positions antéro-postérieures des pieds	12 genoux avec bris LCA, 12 genoux sains (sujets différents)	Effet de la position des pieds sur la translation tibiale avec différences selon état du LCA
Yack et al.	Mesure de translation tibiale avec potentiomètre	Test de Lachman, accroupissement, <i>leg extension</i>	11 genoux avec bris LCA et 11 genoux sains contralatéraux	Mise en charge et geste influencent la cinématique

Asano et al.[79] ont étudié les points de contact tibio-fémoraux à des angles de flexions successifs lors d'un accroupissement sur une jambe chez six sujets sains. Leur méthode

impliquait l'agencement d'un modèle osseux informatisé fait à l'aide d'images de tomodensitométrie à des clichés radiologiques biplanaires. Leurs résultats démontrent un déplacement postérieur des deux condyles fémoraux dans les trente premiers degrés de flexion. Ceci correspondrait selon eux au roulement fémoral postérieur (*posterior femoral rollback*) et serait expliqué par la différence des rayons de courbure des condyles fémoraux distaux et postérieurs. Notons que le déplacement du condyle latéral est supérieur à celui du condyle médial (18mm vs 7mm). Au-delà de trente degrés, le point de contact médial est stable alors que le point de contact latéral poursuit sa translation postérieure (27mm au total), permettant ainsi d'interpréter le mouvement du genou conformément au modèle de la charnière composée[18, 19] puisque tous les mouvements du genou peuvent alors être inclus dans une des deux rotations simultanées. Une amplitude rotatoire de l'ordre de vingt-cinq (25) degrés fut mesurée. À l'instar d'autres études[15, 17, 18], le centre de rotation longitudinale passe par le compartiment médial du genou. On doit néanmoins garder à l'esprit que les mesures ont été prises lors du maintien d'une position statique et risquent donc d'être différentes de mesures effectuées en mouvement.

Dennis et al.[46] ont étudié les points de contact tibio-fémoraux de façon continue lors de l'exécution de quatre gestes de type chaîne fermée en couplant des images de fluoroscopie biplanaire à un modèle osseux personnalisé. L'analyse de cinq genoux sains démontre un déplacement moyen minime du condyle médial (0,8mm) comparativement au condyle latéral (7,3mm). S'agissant de travaux portant principalement sur la cinématique de remplacements articulaires, les valeurs cinématiques des genoux sains ne sont pas présentées en détail. Le déplacement plus grand du point de contact fémoro-tibial externe par rapport au point de contact fémoro-tibial interne peut être interprété comme de la rotation tibiale simple, ce qui vient appuyer le modèle de la charnière composée. Les auteurs notent cependant un déplacement du condyle médial augmenté lors du geste de se lever d'une chaise, mettant ainsi en évidence l'influence du type de geste sur la cinématique.

Dans une étude précédente comparant entre autres des genoux sains à des genoux au LCA rupturé lors de la réalisation d'un geste de *squat*, Dennis et al.[109] notaient un patron cinématique dans le plan sagittal très semblable entre les genoux sains alors qu'un haut degré de

variabilité était retrouvé dans le groupe des genoux blessés. Aucune donnée rotationnelle n'est malheureusement disponible, ce qui empêche donc l'analyse tridimensionnelle complète.

Brandsson et al.[33] ont étudié les différences cinématiques entre 11 genoux dont le LCA est rupturé et les genoux sains des mêmes sujets lors d'un geste de *step-up* de 8 cm, permettant l'analyse dynamique entre 55 degrés de flexion et l'extension complète. Leur méthode emploie l'analyse radiostéréométrique (RSA). Leurs résultats démontrent chez le genou sain une rotation externe du tibia de l'ordre de 8 degrés lors de l'extension complète à partir de 55 degrés de flexion, alors qu'une amplitude de 4 degrés est retrouvée chez les genoux blessés. Cette différence est attribuée à un défaut de rotation tibiale interne lors de la flexion active du genou. Ceci est appuyé par la position plus antérieure du condyle fémoral latéral des genoux blessés comparativement à celui des genoux sains puisque ce défaut de translation fémorale postérieure (ou translation tibiale antérieure) pourrait être interprétée comme un défaut de rotation tibiale interne selon un axe de rotation passant par le plateau tibial médial. La position des axes de rotation tibiale n'est cependant pas mentionnée. De plus, on observe une irrégularité des paramètres cinématiques rapportés, possiblement reliée à la non-reproductibilité du geste étudié, tel que suggéré par les auteurs.

Jonsson et Kärrholm [43], dans leur étude de RSA comparant des genoux ayant le LCA rupturé au genou contralatéral des mêmes sujets lors d'un *step-up*, ont noté une augmentation de la translation tibiale postérieure dans les genoux blessés mais aucune différence au niveau de la rotation tibiale (rotation externe de 20 degrés lors de l'extension complète à partir de 100 degrés de flexion). Les hypothèses formulées pour expliquer la translation tibiale postérieure sont une diminution de l'activité du quadriceps ainsi qu'une augmentation de l'activité des muscles ischio-jambiers. Les mesures ayant été prises de façon statique, un bémol doit cependant être mis sur ces résultats.

Lysholm et al.[110] ont étudié, chez des sujets sains et des sujets au LCA rupturé, la translation tibiale antérieure lors de l'exécution de divers gestes dont celui de pédaler, ceux de s'asseoir et de se lever d'une chaise ainsi que ceux de gravir et de descendre des marches. On a constaté chez plusieurs sujets au LCA rupturé une augmentation de la translation tibiale

antérieure supérieure ou égale à 3mm lors de la descente de marches. Cependant, on n'a pas pu mettre en évidence de différence significative entre les genoux sains et les genoux blessés lors de la réalisation de ces gestes avec mise en charge alors que d'autres gestes étudiés, n'impliquant pas de mise en charge, ont révélé des différences translationnelles significatives. Ceci témoigne que l'effet stabilisateur de la mise en charge est important mais imparfait.

Kvist et al.[61] ont étudié la translation tibiale antéro-postérieure lors de divers gestes d'accroupissement chez des genoux sains et des genoux au LCA rupturé. Leurs résultats démontrent une translation tibiale légèrement augmentée chez les genoux blessés (9mm vs 7mm environ) mais surtout une réponse translationnelle à l'augmentation de la mise en charge différente selon la position du centre de gravité du corps par rapport aux pieds. L'absence de mesures de rotation constitue le principal défaut de cette étude.

Yack et al.[59, 78] ont comparé la translation tibiale antérieure survenant lors de l'exécution d'un *squat* à celle mesurée lors du test de Lachman chez des genoux au LCA rupturé. Tout comme pour l'étude cinématique de Kvist et al.[61], la mesure d'un paramètre bidimensionnel uniquement limite l'impact des résultats sur la compréhension de la cinématique 3D du genou. Cela dit, les valeurs de translation tibiale du test de Lachman étaient supérieures à celles du *squat* mais moindres que lors d'un geste de *leg extension* (également étudié), démontrant ainsi l'impact de la mise en charge et du type de geste sur la cinématique.

Dernièrement, quelques études de la cinématique du genou utilisant l'IRM à section ouverte en combinaison avec un geste avec mise en charge ont été publiées [50, 52, 53]. Celles-ci décrivent la cinématique du genou selon les points de contact fémoro-tibiaux interne et externe, lesquels sont présentés sous forme de valeurs de position pour chacun des incréments de flexion auxquels ils ont été mesurés. La rotation tibiale n'est donc qu'indirectement déterminée sans que des valeurs angulaires soient rapportées, rendant difficile la comparaison avec des études décomposant la cinématique 3D en rotations et translations. À ce chapitre, Patel et al. font exception puisqu'ils rapportent des valeurs de rotation tibiale et de valgus au cours de la flexion du genou : une rotation tibiale interne de 4,8 degrés a été mesurée entre 0 et 40 degrés de flexion suivie de rotation tibiale externe entre 40 et 70 degrés de flexion; un valgus de 8 degrés a

été mesuré lors de la flexion de 0 à 70 degrés. Or, tel que mentionné plus haut, les positions statiques utilisées comportaient une mise en charge minimale. De plus, le système d'axes de référence choisi pour la décomposition de la cinématique 3D n'est pas décrit. Ceci peut contribuer à expliquer la différence de ces valeurs avec celles obtenues par d'autres études [33]. Finalement, il est bon de répéter que la question de la validité de l'évaluation de la cinématique 3D du genou par des clichés pris en position statique n'a pas encore été vérifiée expérimentalement.

En conclusion, une revue exhaustive de la littérature révèle peu d'informations traitant de la cinématique tridimensionnelle du genou lors d'un geste en chaîne fermée chez le sujet vivant. Les rares articles portant sur ce sujet rapportent des données cinématiques variant sensiblement d'une étude à l'autre. Cette variation est particulièrement frappante lorsqu'on constate que certaines études mesurent une augmentation de la rotation tibiale externe suite à une rupture du LCA lors de la flexion du genou,[52, 53] alors que d'autres études tendent à démontrer que la rotation tibiale interne est accrue suite à une rupture du LCA [33]. Cette différence importante est peut-être due à une différence profonde entre les positions statiques étudiées en IRM et les mouvements dynamiques étudiés en radiostéréométrie. Cette possible différence fondamentale est d'ailleurs évoquée par Patel et al. dans leur article [50]. Or, il existe également des différences entre les études utilisant des gestes dynamiques, principalement au niveau des amplitudes de rotation tibiale observées pendant la flexion du genou, allant de 8 degrés [33] à 25 degrés [79] de rotation interne. Il apparaît probable que ceci soit principalement dû à la diversité et à la variabilité des gestes étudiés de même qu'à l'inconstance des systèmes de référence tridimensionnels tel que mentionné plus haut. On ne retrouve donc dans la littérature aucun consensus quant à la cinématique 3D *in vivo* du genou normal. Nous croyons que l'impact du geste sur la cinématique est important mais qu'il a été négligé jusqu'à maintenant.

3. Énoncé des hypothèses et rationnelle sous-jacente:

À la lumière des différences notables entre les données cinématiques issues des diverses études utilisant des gestes différents, il ressort comme fort probable que le geste a une influence significative sur la cinématique du genou. Les variables gestuelles comprennent la quantité de mise en charge, la position de tous les segments corporels lors de la réalisation du geste, la vitesse d'exécution du geste et l'amplitude articulaire atteinte. Chacune de ces variables est susceptible de faire varier la cinématique du genou.

Nous étudierons l'effet du geste sur la cinématique sous deux angles différents mais complémentaires. D'abord, nous évaluerons la reproductibilité de la cinématique lorsque mesurée dans des circonstances où un contrôle est exercé sur toutes les variables gestuelles. Ensuite, nous évaluerons les variations cinématiques engendrées par des modifications des variables gestuelles.

Ainsi, selon cette approche, nous énonçons les hypothèses suivantes :

- 1- Dans des circonstances où un contrôle adéquat est exercé sur les variables gestuelles citées, la cinématique tridimensionnelle du genou est plus reproductible que lorsque le geste n'est pas contrôlé. Cette reproductibilité accrue est significative chez un même individu et d'un individu à l'autre.
- 2- Certaines variables gestuelles ont un impact plus grand que d'autres sur la cinématique du genou.

Dans l'optique d'une évaluation cinématique valable et à la lumière des points abordés dans la section *Type de geste effectué lors des mesures* de la revue de la littérature, il semble important que le geste choisi pour le présent travail soit dynamique, que le mouvement soit engendré activement par le sujet et qu'il comporte de la mise en charge tout au long de son exécution. Afin

de vérifier la première hypothèse, il importe de trouver une façon de contrôler les différentes variables gestuelles pour qu'elles soient constantes pour un même individu et d'un individu à l'autre. Pour vérifier la seconde hypothèse, on doit pouvoir modifier chacune des variables gestuelles de façon indépendante et toujours semblable.

Prenant ces critères en considération, le geste du *hack squat* ressort comme un bon candidat. Une caractéristique primordiale de ce type de geste est le guidage du mouvement du tronc le long d'un axe longitudinal, permettant ainsi une position stable du corps par rapport aux pieds dans le plan transverse. Ceci est impossible dans le cas du *squat*, du *step-up* et de la marche. Il reste cependant à rigidifier la position relative des pieds et du bassin tout au long du geste de façon à pouvoir vérifier la première hypothèse. On doit aussi pouvoir modifier les paramètres gestuels de façon contrôlée pour pouvoir vérifier la deuxième hypothèse. Il nous est donc apparu nécessaire de développer une structure de guidage gestuel répondant aux critères évoqués ci-haut et énumérés ici sous forme de liste :

- Immobilisation rigide des pieds
- Possibilité de positionner les pieds dans diverses configurations de flexion, rotation, écartement et avancement (avec graduations des positions)
- Stabilisation du bassin et du corps dans toutes les directions et rotations sauf la translation verticale
- Peu de résistance au mouvement de translation verticale
- Possibilité de soulagement ou d'augmentation pondéraux
- Possibilité de mesure simultanée de la cinématique des deux genoux

La structure de standardisation du geste développée dans le cadre du présent travail est présentée sommairement à la section *Structure de standardisation*. Une description technique plus détaillée se trouve à l'annexe 1. Elle a été réalisée en collaboration avec Martin Laplante, étudiant à la maîtrise en génie mécanique à l'ÉTS. Une déclaration d'invention a été rédigée dans le cadre de ce projet et une demande de brevet a été déposée. La structure servira d'abord à démontrer qu'un geste standardisé a une meilleure reproductibilité qu'un geste non-contraint. Ensuite, elle servira à étudier l'impact cinématique de paramètres gestuels comme la vitesse

d'exécution du geste, la quantité de mise en charge, la position des pieds et l'excursion des genoux.

4. Structure de standardisation

La structure de standardisation du geste d'accroupissement joue un rôle important dans le présent travail car elle permet à la fois d'étudier l'effet de la stabilisation du geste sur la cinématique mais aussi d'évaluer la répercussion cinématique de divers paramètres gestuels en permettant des variations contrôlées de ces derniers. Une description technique se trouve à l'annexe 1. Nous nous contenterons ici de brosser un tableau sommaire des caractéristiques principales de la structure.

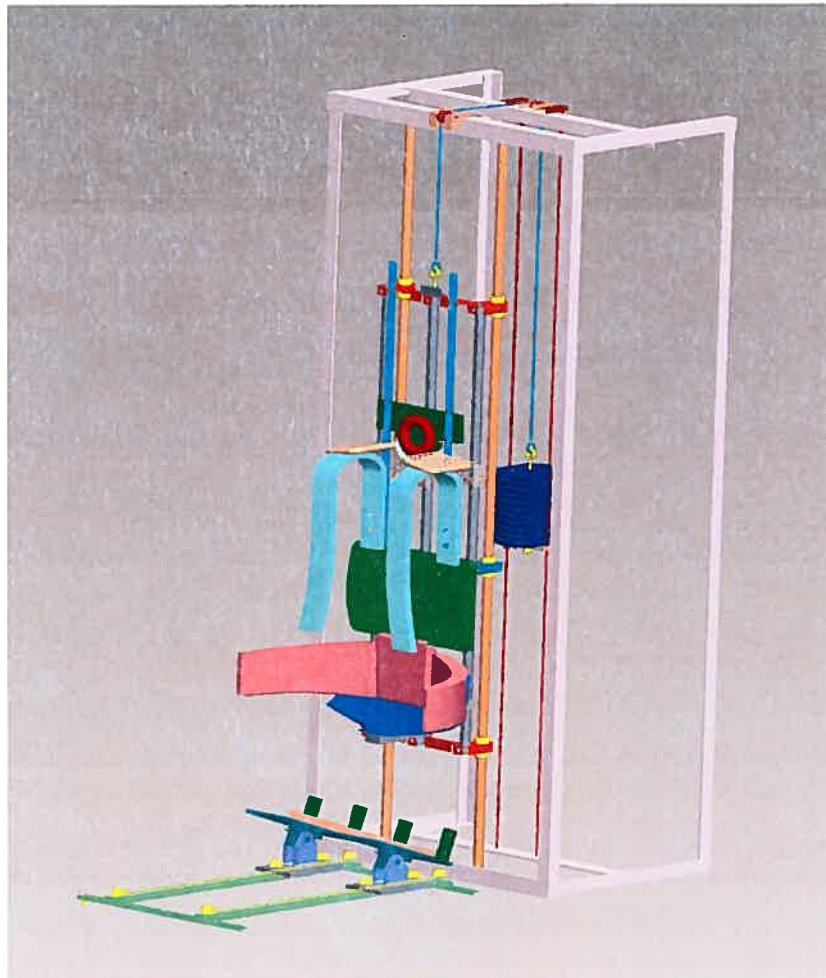


Figure 1

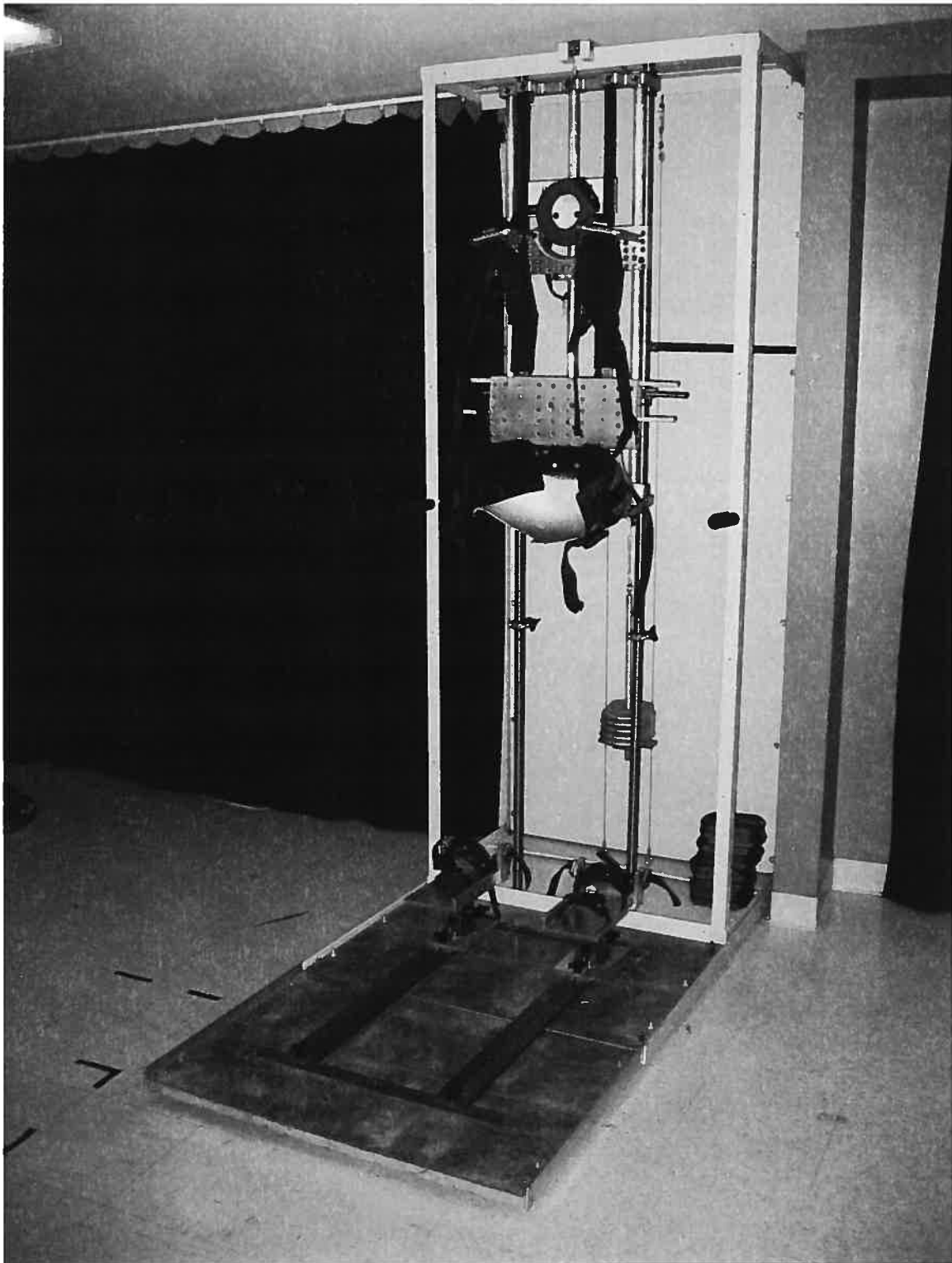


Figure 2

La vue globale de la structure des figures 1 et 2 permet d'apprécier son aspect et d'en voir les principales composantes. L'appareil est divisé en trois parties : le cadre, la portion du corps et la portion des pieds.

Le cadre constitue l'assise de la structure. C'est sur lui que coulisse librement la portion du corps et qu'est fixée la portion des pieds. Il est constitué d'un cadre métallique rigide et d'un plancher stable et fixe. Il comporte deux barres de coulissement parallèles en acier poli guidant le mouvement de la portion du corps à l'aide de roulements à billes.

La portion du corps, ou harnais de contrainte, joue le double rôle de contraindre le corps tout en lui permettant les mouvements verticaux de façon libre. Le principe est une stabilisation la plus rigide possible du corps au harnais associée au glissement du harnais le long des barres de coulissement du cadre. Sa conception modulaire permet des ajustements en fonction de la taille des sujets étudiés. Le bassin est stabilisé à l'aide d'un banc de polymère taillé et d'une ceinture robuste rembourrée. Un support lombaire de bois épouse la courbure du rachis. Le tronc est stabilisé à l'aide de deux plaques rigides venant s'appuyer sur le dessus des épaules ainsi que par deux bretelles de sac à dos. La tête est stabilisée via un appui-tête et une courroie ajustable. Un système de contrepoids constitué d'un câble d'acier et de poulies fixé au cadre permet de contrebalancer le poids du harnais. Il permet aussi d'apporter des variations pondérales au geste en augmentant ou diminuant la quantité de contrepoids. Il est aussi possible d'ajouter du poids au harnais lui-même en y posant des plaques d'acier sur des supports spécialement conçus.

La portion des pieds permet le positionnement rigide des pieds dans de nombreuses variations de flexion, rotation, avancement et écart. Il est constitué d'un système de fixation monté sur rails (figure 3). Le système de fixation permet les ajustements de flexion et de rotation alors que les rails permettent de faire varier l'avancement et l'écart des pieds. Le contrôle des configurations de position est facilité par des graduations. Les pieds sont stabilisés à l'aide de sangles ajustables (non visibles sur la figure 3).

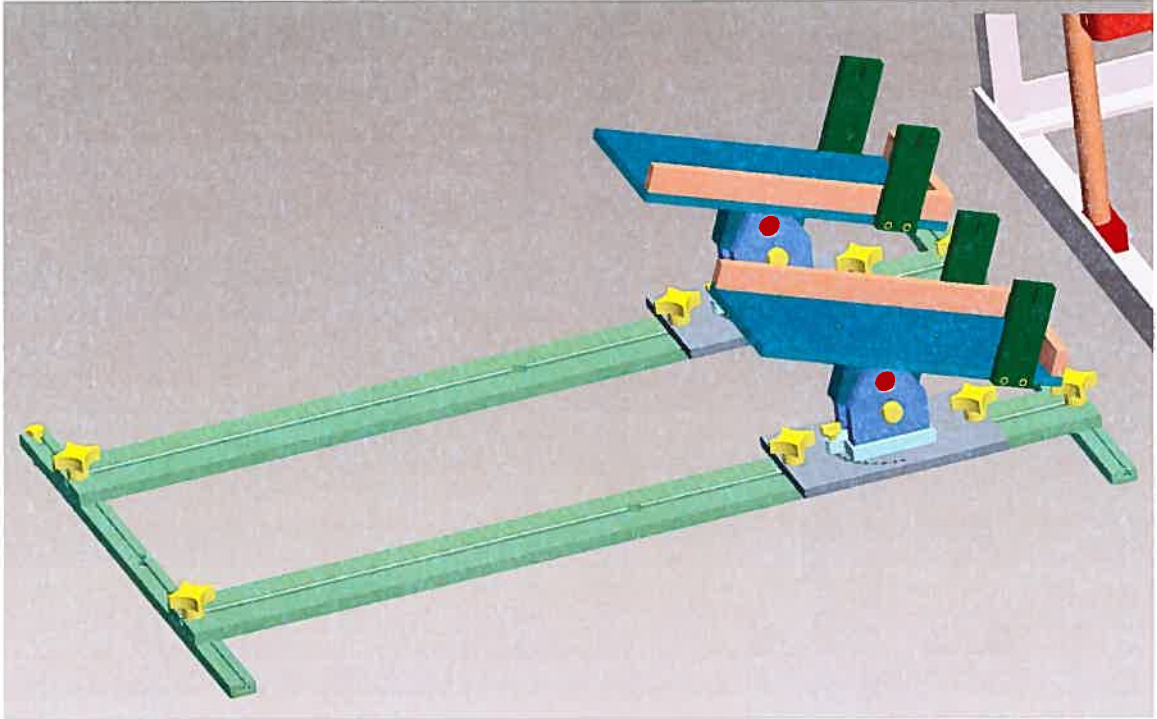


Figure 3.

Le positionnement d'un sujet à l'intérieur de la structure comporte une série d'étapes d'ajustements au terme desquelles l'individu ne peut réaliser que le geste d'accroupissement. L'ensemble de la procédure de positionnement dure moins d'une minute.

5. Séances expérimentales

5.1 Population à l'étude

Tel que discuté dans les sections précédentes, la cinématique du genou est influencée par de nombreuses variables. Ainsi, afin de réussir à définir l'impact de la variable gestuelle, il est nécessaire d'exercer un contrôle sur les autres variables. Parmi celles-ci, les variables d'âge et de sexe ont été considérées dans le choix de la population à l'étude. Il apparaissait aussi nécessaire d'exercer un contrôle sur le statut pondéral des sujets. L'état pathologique du genou apparaissait évidemment comme une variable dont le contrôle était primordial. La population à l'étude répondait donc aux critères suivants:

Critères d'inclusion: sexe masculin, âge entre 18 et 30 ans, indice de masse corporelle (IMC) entre 20 et 25.

Critères d'exclusion: histoire de trouble chronique au(x) genou(x), histoire de traumatisme au genou ayant nécessité une chirurgie ou une immobilisation prolongée, présence de malalignement angulaire (varus/valgus) ou rotationnel (exo/endogyrisme) des membres inférieurs, présence de trouvailles anormales à l'examen du genou (gonflement, crépitement articulaire, point douloureux, raideur, instabilité, ...), histoire et examen physique anormaux au niveau des chevilles et/ou des hanches, antécédents de maladie neuromusculaire.

Nos outils de sélection consistaient d'abord en un questionnaire standardisé sur les antécédents pertinents (cf annexe 2), puis en un examen physique objectif détaillé des membres inférieurs (cf annexe 3) effectué par l'auteur principal de ce travail avant chaque séance expérimentale. Des mesures anthropométriques étaient aussi colligées à ce moment (masse, grandeur, longueurs de certains segments corporels).

Puisque toute anomalie amenait l'exclusion de l'étude, aucune modalité diagnostique para clinique n'était nécessaire à la sélection des sujets.

Les sujets potentiels ont été approchés dans le cadre de visites en clinique externe d'orthopédie ou par l'entremise d'affiches de recrutement disposées au Centre de Recherche du CHUM ainsi qu'à l'École de Technologies Supérieures (ÉTS). Le projet leur a été expliqué et une copie du formulaire de consentement leur a été remise. (annexe 4) La sélection des sujets s'est ensuite faite en fonction des critères d'inclusion et d'exclusion chez les individus acceptant de participer à l'étude. L'ensemble du projet a été étudié et approuvé par les comités d'éthique du CHUM et de l'ÉTS.

5.2 Acquisition des données cinématiques:

Les difficultés de mesure de la cinématique 3D du genou ont été décrites dans la section *Méthode de mesure de la cinématique*. Nous avons étudié de manière non-invasive les mouvements relatifs du fémur et du tibia pour le genou gauche de chaque sujet lors de la réalisation des divers gestes d'accroupissement. Les mouvements étaient enregistrés de façon continue à une fréquence de 100Hz au moyen de capteurs positionnels optiques « *Optotrak* » pour lesquels la précision est de 0,1mm RMS (données du fabricant Northern Digital, Waterloo, Ontario, Canada). L'imprécision due aux mouvements de la peau par rapport aux os était minimisée par la fixation des capteurs à un harnais développé par notre groupe de recherche [28, 29]. Les déplacements et rotations instantanés ont été mesurés en fonction d'un système d'axes tridimensionnel établi pour chaque sujet selon un protocole standardisé décrit par notre groupe de recherche [32, 107]. Ce protocole a fait l'objet d'une étude de fiabilité [32]. L'erreur intrajuge pour différents sujets était inférieure à 1,3 degrés pour toutes les rotations (flexion-extension, rotation interne-externe et abduction-adduction) alors que l'erreur sur la translation antéro-postérieure était inférieure à 2,3mm. L'erreur interjuge était quant à elle inférieure à 0,5 degrés pour les rotations et inférieure à 1mm pour la translation AP.¹ Les mesures cinématiques obtenues avec la méthode choisie apparaissent donc fiables.

¹ L'erreur interjuge est obtenue par la comparaison de la moyenne des résultats obtenus par chaque juge, expliquant comment elle peut être inférieure à l'erreur intrajuge.

5.3 Procédures expérimentales

Suite à une période d'échauffement d'une durée de cinq minutes sur tapis roulant, les séances de mesure commençaient par les procédures de mise en place des capteurs de mouvement à la cuisse et la jambe gauches, (annexe 5) de calibrage et de création du système d'axes de référence. Par la suite, chaque sujet effectuait une série de dix accroupissements de zéro à soixante degrés de flexion à l'extérieur de la structure de standardisation du geste pendant lesquels la cinématique du genou gauche était mesurée. Les pieds étaient positionnés à la largeur des épaules et en rotation neutre. La largeur des épaules était définie par la distance entre la pointe des deux acromions du sujet tel que décrit par Ninos et al.[89]. Il était demandé aux sujets de garder leur corps le plus stable possible par rapport à leurs pieds pendant l'exécution du geste. La cadence était la même que lors des gestes standardisés et était guidée par un métronome. Chaque répétition de flexion-extension durait deux secondes.

Une autre série d'accroupissements non-standardisés était alors effectuée sur le bord d'un mur en demandant aux sujets de faire glisser leur dos le long du mur de façon à imiter le geste standardisé. Ce geste était réalisé afin de pouvoir distinguer la contribution du guidage du mouvement du tronc le long d'un plan sur la reproductibilité du geste. La position des pieds et la cadence étaient les mêmes que lors de la première série.

Les sujets étaient ensuite positionnés à l'intérieur de la structure de standardisation du geste. Nous nous assurons de la bonne stabilité du bassin, du tronc, des membres supérieurs et des pieds. Les pieds étaient positionnés en fonction de la distance inter acromiale individuelle tel que mentionné plus haut dans cette section. Treize (13) séries d'accroupissements de zéro à soixante degrés de flexion pendant une durée de vingt (20) secondes étaient alors effectuées selon diverses configurations de mise en charge, de position des pieds et de cadence. La succession des séries était établie de façon aléatoire à l'aide d'une fonction du logiciel *Matlab* (MathWorks, Natick, Massachusetts). Les configurations utilisées étaient les suivantes :

1. Geste standard (pieds en position neutre, genoux gardés dans l'axe des pieds tout au long du geste, poids normal du sujet, cadence de deux secondes par répétition de flexion-extension)
2. Geste standard avec cadence rapide (1,33 secondes par répétition) [57, 80]
3. Geste standard avec cadence lente (4 secondes par répétition) [57, 80]
4. Geste standard avec mise en charge augmentée (ajout de 25% de la masse corporelle individuelle [78, 89])
5. Geste standard avec mise en charge diminuée (retrait de 25% de la masse corporelle individuelle)
6. Geste standard avec genoux projetés vers l'extérieur de l'axe des pieds tout au long du geste
7. Geste standard avec genoux projetés vers l'intérieur de l'axe des pieds tout au long du geste
8. Geste standard avec pieds positionnés à 10 degrés de dorsiflexion
9. Geste standard avec pieds positionnés à 30 degrés de plantiflexion
10. Geste standard avec pieds avancés d'une longueur équivalente à 70% de la longueur du fémur du sujet (basé sur les travaux de Kvist et al.[61])
11. Geste standard avec pieds positionnés à 30 degrés de rotation interne et avec les genoux projetés vers l'extérieur de l'axe des pieds tout au long du geste
12. Geste standard avec pieds positionnés à 30 degrés de rotation externe et avec les genoux projetés vers l'intérieur de l'axe des pieds tout au long du geste
13. Geste standard avec pieds positionnés à 30 degrés de rotation externe et avec les genoux maintenus dans l'axe des pieds tout au long du geste

Un temps de repos de trente (30) secondes était laissé aux sujets entre les séries pour réduire l'effet de la fatigue [111].

Afin d'évaluer si la répétitivité de deux séries d'accroupissements réalisées à des moments différents était accrue lorsqu'il s'agit d'un accroupissement standardisé, neuf (9) des dix-sept (17) sujets ont répété une série d'accroupissements libres de même qu'une série d'accroupissements standardisés en fin de séance expérimentale.

Une fois les séries d'accroupissements terminées, les sujets étaient débarrassés de tout matériel de mesure et pouvaient quitter.

6. Analyse des données

Les données cinématiques ont d'abord été filtrées avec un filtre digital de type *Butterworth* réglé à une fréquence de coupure de 7,4 Hz [112]. La rotation tibiale, l'abduction-adduction ainsi que les translations antéro-postérieure, médio-latérale et proximo-distales ont été analysées en fonction de l'angle de flexion du genou. Pour ce faire, les données de chaque série d'accroupissements ont été scindées en phases ascendantes et descendantes puis compilées dans un tableur de façon à obtenir des valeurs de rotation et de translation pour chaque degré de flexion du genou.

6.1 Répétitivité pour une même série

Afin de déterminer si la cinématique mesurée au genou était plus reproductible d'une répétition à l'autre à l'intérieur d'une même série lorsque celle-ci était réalisée de façon standardisée, les données obtenues lors du geste standard et celles obtenues lors des deux gestes non-contraints ont été analysées à l'aide du coefficient de corrélation multiple (CCM). Le CCM est un outil statistique évaluant la ressemblance de deux courbes et étant utilisé comme indicateur de répétitivité cinématique [100, 112, 113]. Le calcul du CCM fournit une valeur numérique située entre 0 et 1, une valeur de 0 signant une similarité nulle et une valeur de 1 signant une ressemblance parfaite. Le CCM a été calculé pour chaque sujet pour chacun des trois gestes cités. Les CCM de chacun des gestes ont ensuite été comparés en effectuant un test de *Student* pairé avec une valeur p de 0,05.

6.2 Répétitivité pour deux séries différentes par un même sujet

Afin d'évaluer si la répétitivité de deux séries d'accroupissements réalisées à des moments différents était accrue lorsqu'il s'agit d'un accroupissement standardisé comparativement à un accroupissement libre, des CCM ont été calculés pour comparer entre elles les deux séries d'accroupissements standardisés ainsi que les deux séries

d'accroupissements libres effectuées par neuf (9) des dix-sept (17) sujets. Pour ce faire, la moyenne des valeurs cinématiques a été calculée à chaque degré de flexion pour l'ensemble des répétitions de chaque série. Par la suite, les deux séries d'accroupissements standardisés ont été comparées entre elles en calculant le CCM selon la méthode publiée par Kadaba et al.[100]. La même procédure a été effectuée pour les deux séries d'accroupissements libres. La comparaison de la répétitivité des deux conditions gestuelles s'est ensuite faite en effectuant un test de *Student* païré avec une valeur p de 0,05.

6.3 Variabilité inter-individuelle

Pour le geste d'accroupissement standardisé et celui de l'accroupissement libre, la variabilité inter-individuelle a été quantifiée en calculant l'écart-type des valeurs de tous les sujets pour chaque degré de flexion. Les deux gestes ont alors pu être comparés à l'aide du test de *Student* païré avec une valeur p de 0,05.

6.4 Différences cinématiques engendrées par les variations gestuelles

Pour chaque paramètre cinématique de chaque type de geste et pour chaque sujet, les valeurs cinématiques moyennes ont été calculées à-partir de toutes les répétitions d'une même série, et ce pour chaque degré de flexion. Ensuite, pour chaque condition gestuelle, la différence cinématique avec le geste standard a été calculée pour chaque degré de flexion puis moyennée pour l'ensemble des différences. Les résultats de l'ensemble des sujets pour une même condition gestuelle ont ainsi pu être comparés à la valeur « 0 » à l'aide d'un test de *Student* à échantillon unique avec une valeur p de 0,05. Afin d'être en mesure de discerner des différences plus subtiles engendrées par des variations gestuelles, le même type d'analyse a été réalisé en comparant entre eux les extrêmes de chaque paramètre gestuel étudié. Par exemple, le geste standard avec les genoux projetés à l'extérieur a été comparé non seulement avec le geste standard mais aussi avec le geste standard avec les genoux projetés à l'intérieur. Il en va de même pour tous les paramètres gestuels sauf pour le geste avec les pieds avancés n'ayant pas de contrepartie.

Les différences dont la valeur était inférieure à la précision de la méthode de mesure cinématique n'étaient pas considérées comme significatives. Les valeurs limites ont été établies à 2 millimètres pour les données de translation et à 2 degrés pour les données de rotation en se basant sur les travaux de notre groupe de recherche [28-32].

7. Résultats:

Dans le cadre du présent mémoire par articles, les résultats sont présentés sous forme de deux publications, adressant chacune une des deux hypothèses du mémoire. Le premier article, intitulé « *Gesture Standardization Increases the Reproducibility of 3D Kinematic Measurements of the Knee Joint* », se penche sur la question de la répétitivité des mesures cinématiques dans un contexte de geste standardisé. Cet article a été accepté pour publication dans le périodique *Clinical Biomechanics* en date du 13 décembre 2005 (cf annexe 6). Le deuxième article, intitulé « *Gesture and Posture As Important Factors in 3D Kinematic Assessment of the Knee* », est terminé et est prêt à être soumis. Le périodique cible n'est pas encore identifié.

7.1 Contribution des auteurs

Pour les deux articles présentés dans le présent travail, Frédéric Lavoie a révisé la littérature, a établi la méthodologie et les protocoles, a effectué le recrutement, a procédé au questionnaire et à l'examen physique, a mené la collecte des données, a fait les analyses et a rédigé les articles. Martin Laplante a réalisé la structure de standardisation, a contribué significativement au recrutement de sujets et a participé activement à la collecte des données. Gerald Parent a été grandement impliqué dans l'aspect technique de la collecte des données et de leur analyse. Nicolas Duval, Sylvie Doré et Jacques de Guise ont supervisé l'ensemble du travail de par leur statut de directeurs de maîtrise (Sylvie Doré pour Martin Laplante, Nicolas Duval et Jacques de Guise pour Frédéric Lavoie). Tous les auteurs ont lu les deux articles, ont fait part de leurs suggestions puis en ont approuvé le contenu. (cf annexe 7)

7.2 Gesture Standardization Increases the Reproducibility of 3D Kinematic Measurements of the Knee Joint

7.2.1 Article

Gesture Standardization Increases the Reproducibility of 3D Kinematic Measurements of the Knee Joint

Authors:

Frédéric Lavoie, MD ^{1, 2}

Martin Laplante, B.Ing. ³

Gérald Parent, M.Sc. ²

Nicolas Duval, MD, FRCSC ^{2, 4}

Sylvie Doré, Ph.D. ^{2, 3}

Jacques A. de Guise, Ph.D. ^{2, 3}

1. Programme d'orthopédie Édouard-Samson, Université de Montréal, Montréal, Canada
2. Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), Centre de recherche du centre hospitalier de l'Université de Montréal, Montréal, Canada
3. École de technologies supérieures (ÉTS), Montréal, Canada
4. Clinique Orthopédique Duval, Laval, Canada

Abstract:

Background: The literature on the three-dimensional (3D) kinematics of the knee suggests that the gesture accomplished during kinematic assessment might play a significant role in the values measured. The purpose of this study is to demonstrate that a standardized gesture leads to an increased reproducibility in 3D kinematic measurements of the knee.

Methods: Seventeen healthy male subjects performed series of knee-bends in standardized and unconstrained conditions while their left knee's 3D kinematics were recorded using an optical motion-recording system. Standardized knee-bends were performed in a specially designed structure stabilizing the shoulders, pelvis and feet. Coefficient of multiple correlation (CMCs) were calculated for the ascent and the descent phases of the knee-bends for the tibial rotation and abduction/adduction components of the knee movement.

Findings: Comparisons between CMCs of the different gesture conditions showed a statistically significant increase in reproducibility for the tibial rotation during the standardized knee-bends.

Interpretation: It appears that gesture standardization is an interesting option to consider for precise kinematic assessment of the living human knee.

Introduction :

Three-dimensional assessment of the kinematics of the knee is being used to evaluate the functional impact of injuries and surgeries about the knee. [33, 46, 47, 114] Kinematic assessment during a weight-bearing activity is increasingly used because weight-bearing and the associated muscular contractions are stabilizing factors that must be taken into account for a sound evaluation of the motion of the knee. [15, 54-56, 79, 103, 109, 115, 116] Many factors make comparisons between studies difficult, if not impossible. [23, 81, 90] This is also true for comparisons between normal knees for a single study. [23, 33, 81, 117, 118] Such factors include the method used for kinematic data measurement (skin-mounted motion sensors [83, 119], electrogoniometry [86, 117], fluoroscopy [45, 46, 114], radiostereometry [33, 44], motion sensors mounted on intracortical pins [23, 41], ...), the gesture performed by the subjects during kinematic data measurement (step-up [33, 43, 112], squat [90, 109, 120], ...) and the method used for the analysis of the kinematic data. [14, 32, 71, 99, 103, 121] This article addresses the gesture as an important factor to consider when assessing the 3D kinematics of the living knee in weight-bearing conditions. We hypothesize that by standardizing the gesture performed during kinematic recording, we will decrease the variability of the data collected. Hence, the purpose of this study is to compare intra and inter-subject variability of the knee kinematics during a standardized knee-bend to the variability of kinematics during a non-standardized knee-bend.

Methods:

Seventeen (17) healthy male subjects with a mean age of 25.5 years old (21 to 30) and with normal knees performed 20-seconds series of knee-bends in three different conditions: standardized knee-bends, unconstrained knee-bends and knee-bends while leaning against a wall

(wall-sliding knee-bends). The standardized knee-bends were performed inside a structure designed by our group (figure 1.). This structure, amongst other functions, stabilizes the shoulders, pelvis and feet in a fixed position and guides the movement of the trunk along a fixed vertical axis. For all three knee-bend conditions, the feet were spread shoulder-width based on inter-acromial distance, foot rotation was neutral and the body's center of gravity was located over the feet in the sagittal plane.[89] Each knee-bend repetition was from 0 to 60 to 0 degrees of knee flexion and lasted 2 seconds. Kinematic data was recorded on the left knee by using Optotrak™ position sensors mounted on a skin-motion-reducing harness developed by our group. [28, 29] Data was collected at 100Hz, filtered using a Butterworth digital filter at a cut-off frequency of 7.4 Hz [119], and analysed on a PC platform with software developed by our group. We looked at tibial rotation and abduction/adduction angles in function of the knee flexion angle and calculated Coefficients of Multiple Correlation (CMC) [100, 112, 113] for each knee-bend condition of all subjects to assess variability. We compared the different conditions' variability by running paired t-tests between CMCs. Statistical significance was fixed at 0,05.

To evaluate if knee-bend standardization leads to a better kinematic reproducibility for different kinematic assessments, nine (9) of the seventeen subjects repeated series of standardized knee-bends and unconstrained knee-bends at the end of the session. We calculated intersession CMCs for each gesture condition (i.e. first series vs second series for standardized and unconstrained knee-bends for each subject) as described by Kadaba et al. [100] and compared them by running a paired t-test with a statistical significance of 0.05.

This study was approved by the local ethics committee and every subject gave his informed consent.

Results:

Same-series variability (intra-subject variability):

Selected results of CMCs are shown in Table 1. CMCs vary between 0 and 1, a value close to 1 meaning a good reproducibility and a value close to 0, a poor one. No statistical difference of CMCs was found between the ascent and descent phases for abduction/adduction or tibial rotation angles for the three gesture conditions. The results show that CMC values for abduction/adduction angles are consistently high (above 0,94) and do not allow us to draw any distinction between gesture conditions. Differences were found for tibial rotation angles' reproducibility. During the ascent phase, we found that standardized knee-bends provide a better kinematic reproducibility compared to either the unconstrained knee-bends (0,94 vs 0,84, $p=0,04$) or the wall-sliding knee-bends (0,94 vs 0,85, $p=0,04$). During the descent phase, we found a statistically significant difference between the variability of the standardized knee-bends compared to the unconstrained knee-bends (0,91 vs 0,82, $p=0,04$). The difference was not significant for the wall-sliding knee-bends (0,91 vs 0,82, $p=0,20$). There is no statistical difference between the two non-standardized conditions regarding reproducibility. (Figure 2.)

Between-series variability:

Comparison of the tibial rotation and abduction/adduction data recorded in two different unconstrained knee-bend series yielded a mean CMC of 0,65 for all nine subjects, whereas the

same comparison for the standardized knee-bends showed an increased repeatability with a mean CMC of 0,78. This was statistically significant ($p=0,02$).

Inter-subject variability:

Analysis of the kinematic data showed significant differences between subjects whether the gesture was standardized or not. To see if this inter-subject variability was decreased by standardizing the knee-bend, the data for all subjects was averaged for every gesture conditions and the standard deviations were compared for each degree of flexion using the paired t-test. We found that there is less inter-subject variability for tibial rotation during the standardized knee-bend compared to the unconstrained knee-bend and the wall-sliding knee-bends ($p < 0,05$) as shown by the smaller cross-bars in figure 3 which represent the standard deviation of the kinematic values for all subjects.

Discussion:

We have shown that certain aspects of knee kinematics are statistically more reproducible when measured during knee-bends performed in a standardized way compared to non-standardized knee-bends. This is the case for tibial rotation for a single series as well as different series for a same subject. Intersubject variability of tibial rotation was also decreased by gesture standardization. By using a structure guiding the movement of the trunk along a fixed vertical axis, it is self-evident that the gesture itself is less prone to the normal motor task variability as the subject doesn't have to keep his balance. [122] It is interesting that by decreasing the gross variability of the knee-bend, we also decrease the variability of the kinematic data, thereby confirming the impact of the gesture conditions on knee kinematics. Significant differences of

variability were found for tibial rotations but not for abduction-adduction. This is due to the high reproducibility of the abduction-adduction component of knee kinematics ($CMC > 0,9$), also demonstrated by others [100, 113], which does not leave much room for significant improvement.

Our values of CMC are comparable to those found in the literature. Yu et al. [112], studying stair-climbing, obtained CMC between 0,80 and 0,85 for abduction-adduction and tibial rotation but they don't provide the exact values. Growney et al. [113], studying gait, got values of 0,911 and 0,950 for abduction-adduction of the right and left knees, respectively, and values of 0,865 and 0,904 for tibial rotation. Kadaba et al. [100], also studying gait, got values of 0,962 and 0,942 for abduction-adduction of the right and left knees and values of 0,918 and 0,911 for tibial rotation. From this, we could conclude that kinematic testing of the knee during a standardized knee-bend yields values that are as reproducible as those obtained during normal walking, if not more. This is interesting mainly because the knee-bend testing allows an assessment of the knee in a broader range of motion than gait and always in weight-bearing conditions, compared to gait where the biggest flexion angles are reached in non-weight-bearing conditions.

Some might argue that a standardized knee-bend as those performed by the subjects of this study is not a “real-life activity” and therefore are not relevant clinically. The problem with this argument is that “real-life activities” are subject to variations, either through physiologic variations or following a lower limb injury. Those variations in the realization of the motor task have repercussions on the kinematics of the knee as shown in this paper. Hence, when testing, for example, an anterior cruciate deficient knee, we have no way of knowing for sure that its

kinematics are different because of the injury itself or because of the gesture adaptation to the injury. Our knee-bend standardizing structure allows us to minimize the effect of gesture on knee kinematics.

Like others, we found significant differences between subjects for the kinematic data. This may be due to axes malposition regarding the real movement of the knee, translating part of the flexion component into abduction-adduction and tibial rotation. [103, 117, 121] It is also possible that some motion between the motion sensors and the bones persisted despite the harness, increasing the variability. Gesture execution differences between subjects might also be involved in this inter-subject variability. This hypothesis is reinforced by the fact that we noticed a decrease in the inter-subject variability when comparing standardized knee-bends to non-standardized knee-bends. We must not forget, though, that a “natural” kinematic variability between subjects probably exists. The objective is to find its minimal value, after which pathological variations might be more easily identifiable. A typical kinematic curve of tibial rotation versus knee flexion angle is shown in figure 4.

Conclusions:

In conclusion, we showed with this study that a better control on the gesture performed during kinematic assessment of the knee reduces both intra- and inter-subject variability. Hence gesture performance, together with other factors, need to be taken into account for clinically relevant kinematic analyses of the knee to be possible.

Aknowledgements:

The authors would like to thank Programme MENTOR of the Canadian Institutes of Health Research , the Département de chirurgie de l'Université de Montréal, FRÉOM, Fonds Québécois pour la Recherche Nature et Technologie (FQRNT) and Fonds de développement de l'École de technologie supérieure for their financial help.

References :

- Apkarian, J., S. Naumann, et al. (1989). "A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb." J Biomech **22**(2): 143-55.
- Asano, T., M. Akagi, et al. (2001). "In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique." Clin Orthop **388**: 157-66.
- Bellemans, J., S. Banks, et al. (2002). "Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty. Influence of posterior condylar offset." J Bone Joint Surg Br **84**(1): 50-3.
- Blankevoort, L., R. Huiskes, et al. (1990). "Helical axes of passive knee joint motions." J Biomech **23**(12): 1219-29.
- Brandsson, S., J. Karlsson, et al. (2001). "Kinematics after tear in the anterior cruciate ligament: dynamic bilateral radiostereometric studies in 11 patients." Acta Orthop Scand **72**(4): 372-8.
- Dennis, D., R. Komistek, et al. (2001). "In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartamental or total knee replacement." J Bone Joint Surg Am **83-A Suppl 2 Pt 2**: 104-15.
- Dennis, D. A., R. D. Komistek, et al. (1996). "In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique." Clin Orthop(331): 107-17.
- Ganjik, S., N. Duval, et al. (2000). "Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study." The Knee **7**(4): 221-231.
- Grood, E. S. and W. J. Suntay (1983). "A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee." J Biomech Eng **105**(2): 136-44.
- Grown, E. S., et al. (1997). "Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system." Gait and Posture **6**: 147-162.
- Hill, P. F., V. Vedi, et al. (2000). "Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI." J Bone Joint Surg Br **82**(8): 1196-8.
- Hsieh, H. H. and P. S. Walker (1976). "Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint." J Bone Joint Surg Am **58**(1): 87-93.

- Ishii, Y., K. Terajima, et al. (1997). "Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation." Clin Orthop(343): 144-50.
- Jonsson, H. and J. Karrholm (1994). "Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after anterior cruciate ligament rupture." J Orthop Res 12(6): 769-79.
- Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan, et al. (1989). "Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait." J Orthop Res 7(6): 849-60.
- Kanisawa, I., A. Z. Banks, et al. (2003). "Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions." Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 11(1): 16-22.
- Karrholm, J. (1989). "Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications." Acta Orthop Scand 60(4): 491-503.
- Karrholm, J., S. Brandsson, et al. (2000). "Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA." J Bone Joint Surg Br 82(8): 1201-3.
- Lafortune, M. A. (1991). "Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running." J Biomech 24(10): 877-86.
- MacWilliams, B. A., D. R. Wilson, et al. (1999). "Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion." J Orthop Res 17(6): 817-22.
- Mahfouz, M. R., S. M. Traina, et al. (2003). "In vivo determination of knee kinematics in patients with a hamstring or patellar tendon ACL graft." J Knee Surg 16(4): 197-202.
- Marans, H. J., R. W. Jackson, et al. (1989). "Anterior cruciate ligament insufficiency: a dynamic three-dimensional motion analysis." Am J Sports Med 17(3): 325-32.
- Marin, F., H. Mannel, et al. (2003). "Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations." Hum Mov Sci 22(3): 285-96.
- Markolf, K. L., W. L. Bargar, et al. (1981). "The role of joint load in knee stability." J Bone Joint Surg Am 63(4): 570-85.
- Martelli, S., S. Zaffagnini, et al. (2002). "Comparison of three kinematic analyses of the knee: determination of intrinsic features and applicability to intraoperative procedures." Comput Methods Biomech Biomed Engin 5(2): 175-85.
- Newell KM, C. D. (1993). Variability and Motor Control. Champaign, IL, Human Kinetics Publishers.
- Ninos, J. C., J. J. Irrgang, et al. (1997). "Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position." J Orthop Sports Phys Ther 25(5): 307-15.
- Piazza, S. J. and P. R. Cavanagh (2000). "Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment." J Biomech 33(8): 1029-34.
- Sati, M. (1996). "Reducing skin movement error in knee kinematics measurements." The Knee 3(4): 179-190.
- Shoemaker, S. C. and K. L. Markolf (1985). "Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. An in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments." J Bone Joint Surg Am 67(1): 136-46.
- Stiehl, J. B., R. Komistek, et al. (2001). "A novel approach to knee kinematics." Am J Orthop 30(4): 287-93.

- Stuart, M. J., D. A. Meglan, et al. (1996). "Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises." Am J Sports Med **24**(6): 792-9.
- Torzilli, P. A., X. Deng, et al. (1994). "The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee." Am J Sports Med **22**(1): 105-12.
- Trent, P. S., P. S. Walker, et al. (1976). "Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint." Clin Orthop(117): 263-70.
- Van de Putte M., H. N., Parent G., St-Onge N., de Guise J. A. (2002). "A reproducible method to define a coordinate system for 3D kinematics evaluation of the knee." Proceedings of the IVth World Congress of Biomechanics, August 4-9, Calgary, Alberta, Canada.
- Yu, B., N. Holly-Crichlow, et al. (2000). "The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement." Clin Biomech (Bristol, Avon) **15**(6): 449-55.
- Yu, B., T. Kienbacher, et al. (1997). "Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing." J Orthop Res **15**(3): 348-52.
- Zhang, L. Q., R. G. Shiavi, et al. (2003). "Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion-compensatory mechanism." Gait Posture **17**(1): 34-42.

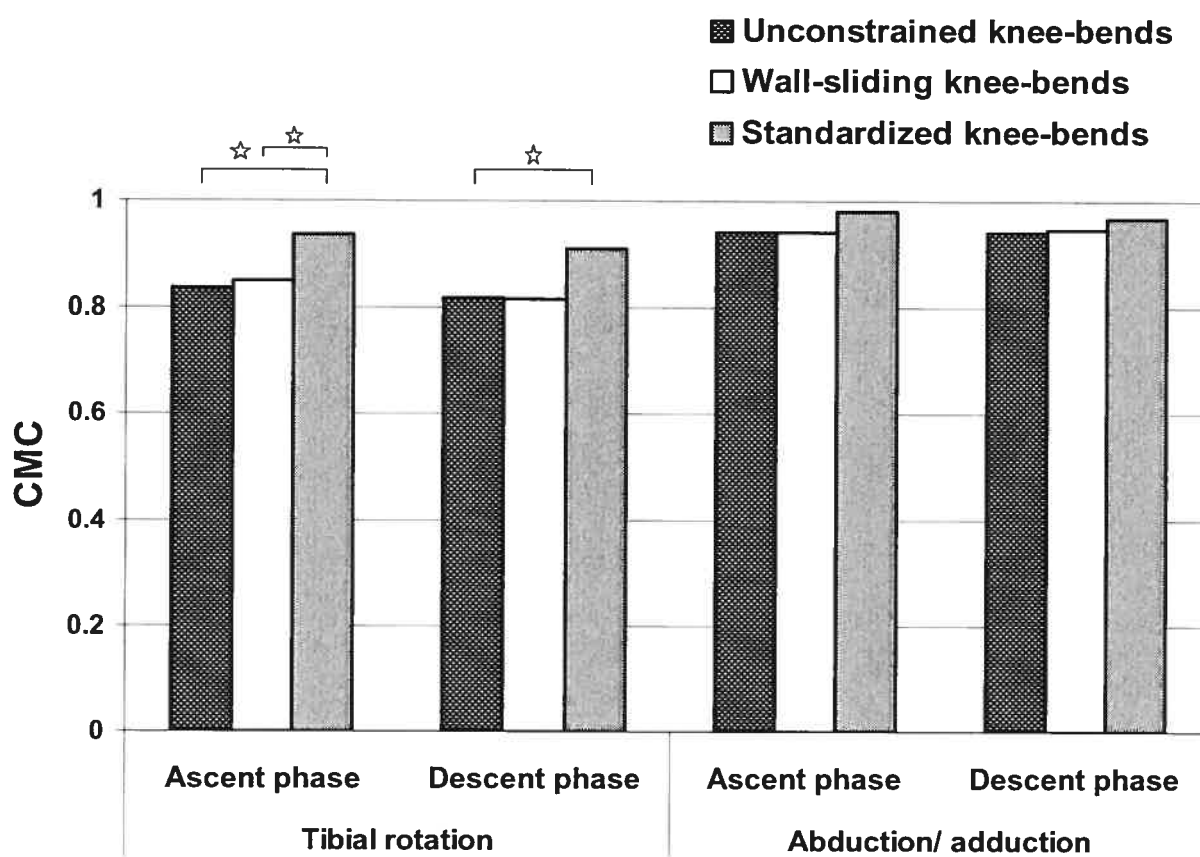
7.2.2 Figures



Figure 1 (left part): Knee-bend-stabilizing structure (see text for details).

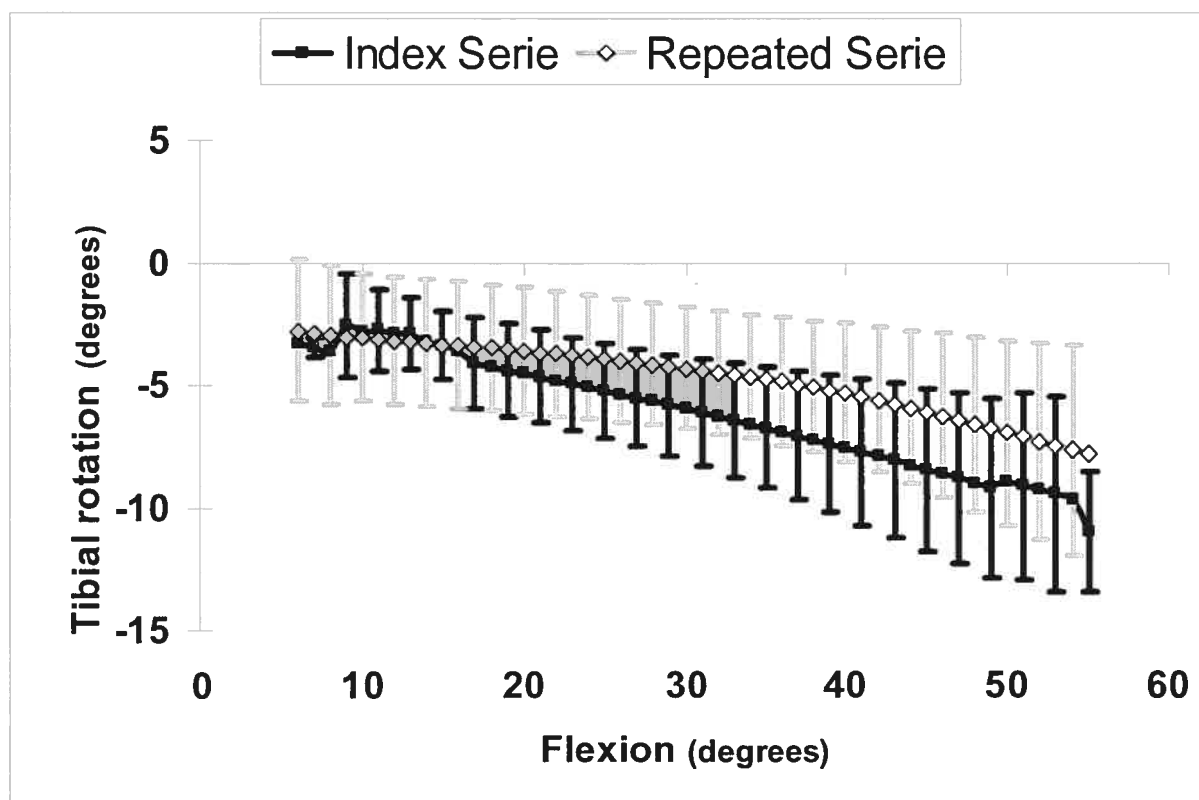


Figure 1 (right part): Knee-bend-stabilizing structure (see text for details).

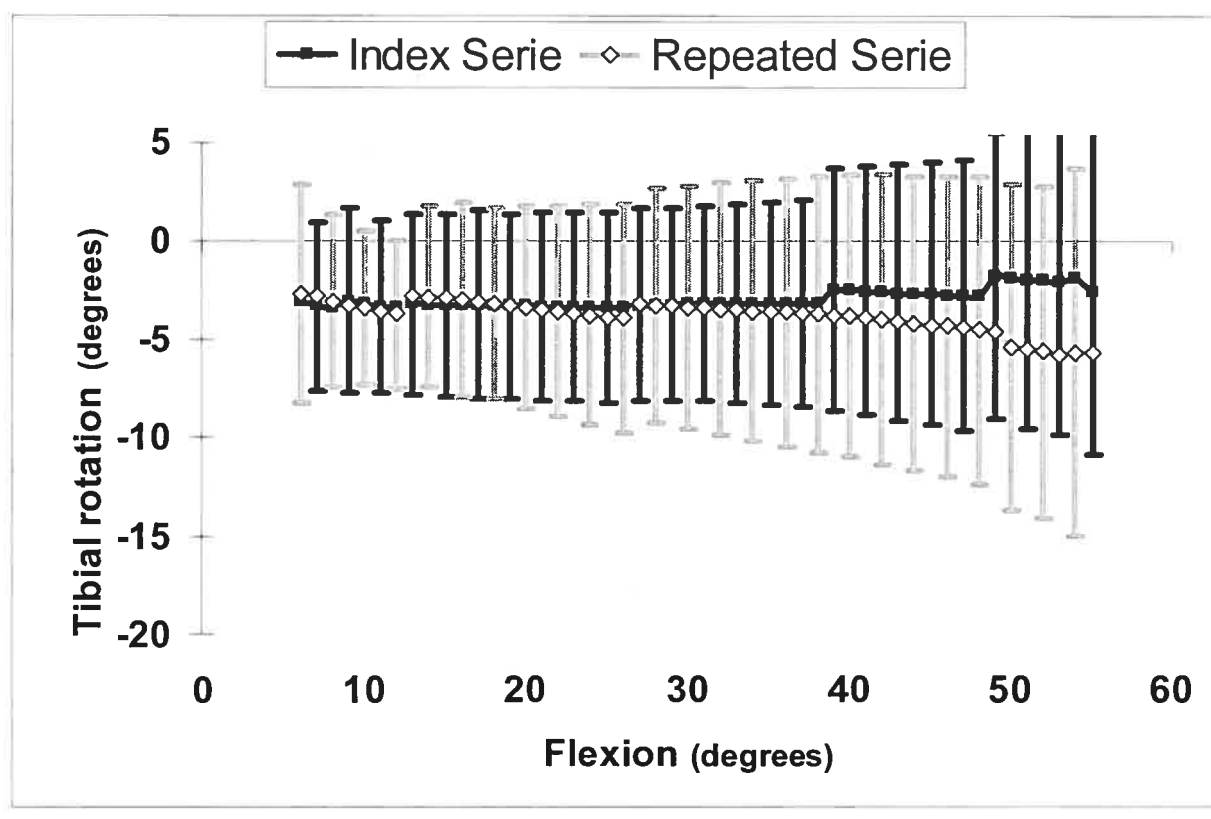
Figure 2.

Coefficient of Multiple Correlation (CMC) for the different gesture conditions. Increased reproducibility can be seen for the tibial rotation during the standardized knee-bend.

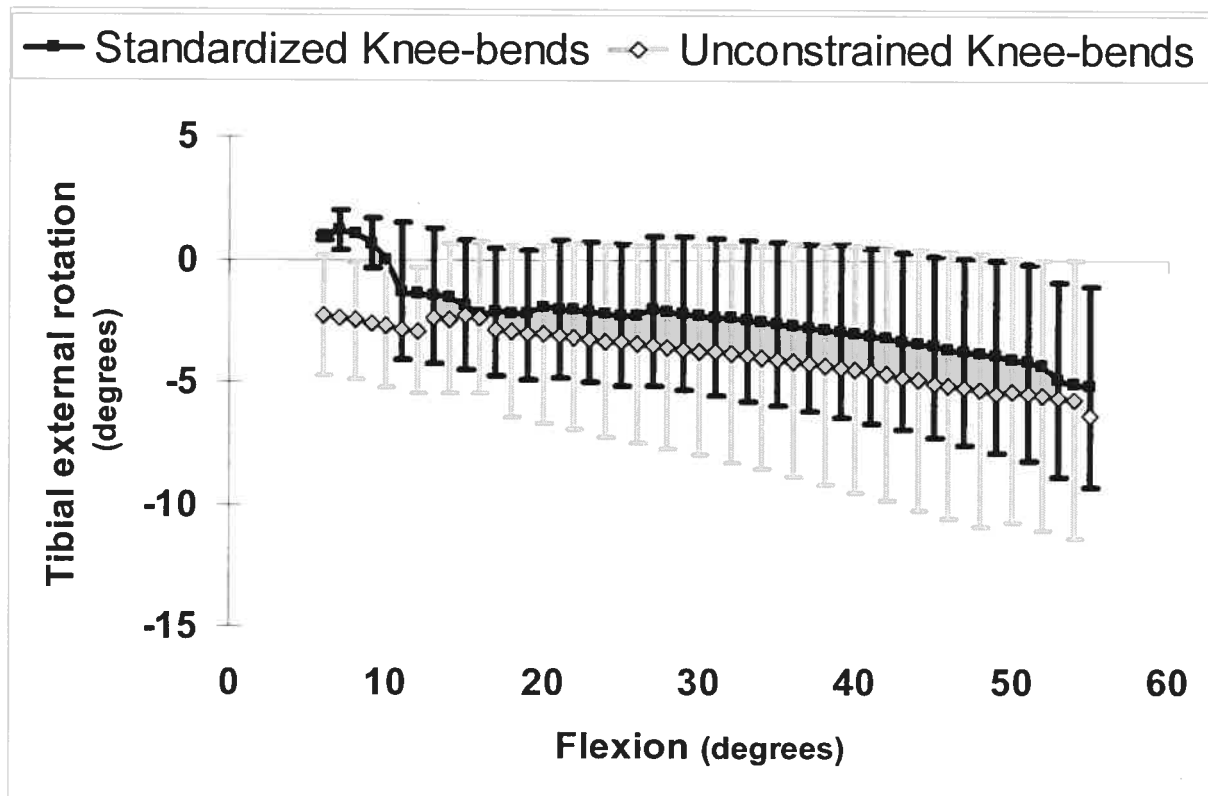
☆ : $P < 0,05$

Figure 3A.

Average tibial rotation curves for the index and repeated series of standardized knee-bends (A) and unconstrained knee-bends (B).

Figure 3B.

Average tibial rotation curves for the index and repeated series of standardized knee-bends (A) and unconstrained knee-bends (B).

Figure 4.

Average curves with standard deviations for all subjects combined. Comparison between the intersubject variability of the unconstrained knee-bend and the intersubject variability of the standardized knee-bend for tibial rotation during the ascent phase.

7.2.3 Tables

		Unconstrained knee-bends	Wall-sliding knee-bends	Standardized knee-bends
Tibial rotation	Ascent phase	0.8362	0.8489	0.9376
	Descent phase	0.8187	0.8154	0.9116
Abduction/ adduction	Ascent phase	0.9429	0.9418	0.9804
	Descent phase	0.9429	0.9461	0.9689

Table 1: Coefficient of Multiple Correlation (CMC) for the different gesture conditions.

7.3 Gesture and Posture As Important Factors in 3D Kinematic Assessment of the Knee

7.3.1 Article

Gesture and Posture As Important Factors in 3D Kinematic Assessment of the Knee

Authors:

Frédéric Lavoie, MD ^{1,2}

Martin Laplante, B.Ing. ³

Nicolas Duval, MD, FRCSC ^{2,4}

Sylvie Doré, Ph.D. ^{2,3}

Jacques A. de Guise, Ph.D. ^{2,3}

1. Programme d'orthopédie Édouard-Samson, Université de Montréal, Montréal, Canada
2. Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO), Centre de recherche du centre hospitalier de l'Université de Montréal, Montréal, Canada
3. École de technologies supérieures (ÉTS), Montréal, Canada
4. Clinique Orthopédique Duval, Laval, Canada

Abstract:

Contradictions exist between studies of the 3D kinematics of the knee. We hypothesize that they are in part due to differences in the gesture performed by the subjects during kinematic assessment. The purpose of this study is to evaluate the impact of gesture variations on knee kinematics. Seventeen (17) healthy male subjects performed thirteen (13) 20-second series of knee-bends in a knee-bend standardizing structure. All series differed regarding either foot rotation, foot advancement, ankle flexion, knee excursion, speed of execution, or the amount of weight-bearing. 3D knee kinematics were recorded using optical position sensors mounted on a skin-motion-reducing harness. Kinematic comparisons were made between a gesture of reference (the standard gesture) and every other gesture. Analyses were performed on average differences. Differences of up to 15 degrees of tibial rotation were found for gestures involving different foot rotation. Gestures involving different knee excursion brought on differences of more than 4 degrees of tibial rotation. It is hereby demonstrated that gesture differences can have a dramatic impact on measured knee kinematics. Hence gesture performance needs to be carefully monitored during 3D kinematic assessment of the weight-bearing human knee.

Introduction:

Until recently, accurate non-invasive transverse plane kinematic assessment of the living knee joint was impossible mostly due to the relative motion of the soft tissues and the underlying bones of the knee, keeping investigators from quantifying the small amounts of rotation and

translation occurring in this plane [35, 114]. Though small, this transverse plane movement is increasingly recognized as a crucial part of the normal 3D kinematics of the weight-bearing knee, having direct clinical implication in knee reconstructive surgery, either prosthetic or ligamentous [46, 52, 53, 79, 114-118]. Developments of techniques of kinematic assessment such as interventional MRI [50, 52, 53, 119] and roentgen stereophotogrammetric analysis (RSA) [44, 81, 115, 120] permitted the gathering of transverse plane kinematic data in weight-bearing conditions. Results from studies using either technique are often contradictory mostly regarding the amplitude and direction of tibial longitudinal rotation [33, 53, 115, 116]. 3D kinematic assessment of the knee is complex as many factors have an influence on the movement itself or on the kinematic data recorded. One important factor is the gesture performed by the subject during kinematic recording. Different positions and angulations of the feet and hips regarding the knee imply different positions and orientations of the force vectors acting on the knee [22, 121-124]. It is self-evident that different knee forces bring the flexing knee through a different path of motion. [52] Hill et al. [90] and Karrholm et al. [81] showed that foot rotation has repercussions on tibial rotation measured at the knee using MRI and RSA, respectively. Mannel et al. [91] recently demonstrated in an *in vitro* study that a different gesture changes the position and orientation of the helical movement axis. Therefore, it is not surprising that studies analyzing the knee motion under static conditions, like interventional MRI studies, obtain different results than studies analyzing knee motion under dynamic conditions, like RSA studies. The relative position of the hips, knees and ankle may also play a significant role in those differences [22, 61, 125]. Furthermore, gesture differences are also likely to play an important role in the comparative value of data obtained in a single kinematic assessment modality [23, 33, 81, 126]. Indeed, not only gesture differences between subjects might make between-subject

kinematic comparisons difficult, but also gesture differences for a single subject tested on separate occasions might interfere on our ability to assess the effect of an injury or its treatment as the injury or treatment of the injury might affect the way a subject executes the gesture.

To resolve the issue of gesture variability, we designed and built a knee-bend standardizing structure (Figure 1.). Amongst other functions, it stabilizes the pelvis and feet in a fixed position and guides the movement of the trunk along a fixed vertical axis. We reported lower between-subject and same-subject variability when the kinematic data were recorded in this structure compared to non-standardized knee-bends, thereby implying that gesture parameters have an impact on knee kinematics. (*cf article de la section 7.2*) The purpose of the current paper is now to demonstrate that gesture modifications bring on measurable kinematic differences about the knee.

Materials and method:

Data collecting:

Seventeen (17) healthy male subjects with a mean age of 25.5 years old (21 to 30) and with normal knees were recruited for this study. Each subject performed 20-seconds series of knee-bends in thirteen (13) different conditions in random fashion. The gesture conditions were chosen based on several factors: normal range of motion of implied joints, comfort of the subjects, available literature, and technical issues related to the methodology. The knee-bends were performed with the subjects positioned inside the standardizing structure mentioned above (Figure 1.). Unless required otherwise by the gesture performed, the feet were in neutral rotation

and flexion, located under the body's centre of gravity, and spread shoulder width based on each subject's interacromial distance [89]. The pace of execution was regulated with an electronic metronome at a rate of 2 seconds per knee-bend (ascent and descent phases included) except for the fast-pace and slow-pace series (1,33 and 4 seconds per knee-bend, respectively). The subjects bore only their own weight during the knee-bends, except for the increased-weight-bearing and decreased-weight-bearing series when 25% of the subjects' body weight were added or removed, respectively. (The possibility to add or remove weight is part of the standardizing structure's design.) The kinematic impact of knee excursion was also studied by having the subjects perform series with the knees projected either medially or laterally. Impact of foot rotation on knee kinematics was studied with series with the feet in 30 degrees of internal rotation (knees projected laterally) and with the feet in 30 degrees of external rotation (with knees in the axis of the feet and with knees projected medially). Impact of ankle flexion on knee kinematics was assessed with series with the ankles dorsiflexed 10 degrees and with ankles plantarflexed 30 degrees. Another series was done with the feet advanced of a distance equal 70% of the subject's femur length as estimated by the distance between the palpated greater trochanter tip and the palpated lateral femoral condylar ridge. For comparative analyses, a series was done without any change to the default gesture parameters (hereafter referred to as the standard gesture). Each knee-bend repetition was from 0 to 60 to 0 degrees of knee flexion. Kinematic data was recorded on the left knee by using Optotrak™ position sensors (Northern Digital, Waterloo, Canada) mounted on a skin-motion-reducing harness developed by our group [28, 29, 107]. Data was collected at 100Hz, filtered using a Butterworth digital filter at a cut-off frequency of 7.4 Hz [112] and analysed on a PC platform with software developed by our group.

Data analysis:

Tibial rotation, abduction/adduction, antero-posterior displacement, medio-lateral displacement, and proximo-distal displacement were analyzed in relation with the knee flexion angle. Average data was obtained from all repetitions of a same series, splitting the ascent and descent phases of the gesture. This was done for every gesture condition of every subject and repeated for all five kinematic parameters mentioned above. For each gesture condition, the difference with the kinematics of the standard gesture was calculated for each degree of flexion for graphic analysis and also averaged for regular statistical analysis. The averaged differences with the standard gesture were compared to 0 with one-sample t-tests. The same analyses were made for kinematic differences between related gesture conditions to better assess the impact of gesture parameters (foot rotation, knee excursion, weight, speed, ankle flexion). Statistical significance was set at $P=0,05$. Differences less than the measurement method's precision were not considered scientifically significant. The threshold for scientific significance was set at 2 mm for translational values and at 2 degrees for rotational values based on previous work from our group [28-32].

This study was approved by the institution's ethics committee.

Results:

Selected results are shown in Table 1 and figures 2-4. Statistically significant differences were found for all the gesture parameters studied but only the scientifically significant differences are presented here.

Foot rotation and knee excursion had considerable impact on measured knee kinematics, mostly on the tibial rotation component. When comparing to the standard gesture, having the foot in 30 degrees of internal rotation brought on an internal rotation of 4.7 degrees at the knee in the ascent phase of the knee-bend and 4.6 degrees in the descent phase. Externally rotating the foot to 30 degrees brought on 5.2 degrees of external rotation at the knee when the knee was kept in the axis of the foot during the ascent phase and 5.5 degrees during the descent phase. When the knee was projected medially with the foot externally rotated, an increased external rotation of 10.1 degrees was measured for the ascent phase and 10.9 degrees for the descent phase compared to the standard gesture. With the feet in neutral rotation, knee excursion had a significant impact on tibial rotation. A difference of 4.4 degrees was found between tibial rotation measures collected with the knees projected medially and those collected with the knees projected laterally. The same value was obtained from the ascent and descent phase of the knee-bend.

Significant translational differences were found for antero-posterior (AP) translation when studying the kinematic impact of foot rotation. A maximum difference of 4.1mm was measured between the descent phase of the gesture with the feet in internal rotation and the descent phase of the gesture with the feet in external rotation and the knees projected medially. A difference of 3.7mm was measured for the ascent phase. Differences between 2 and 3mm were measured for AP translation when comparing the gesture with the feet in external rotation and the knees projected medially to the standard gesture and to the gesture with the feet in external rotation and the knees kept in the axis of the feet.

Discussion:

The impact of foot rotation on knee kinematics was described elsewhere [81, 90] but we are not aware of any publication addressing it as a potential cause of the differences found between studies providing quantitative 3D kinematic data. Although gesture variations were noted or even evoked as a major source of interindividual kinematic variability [23, 33, 53, 112], we didn't find any study specifically focusing on the relation between gesture parameters and variations on the weight-bearing living knee. This is clearly demonstrated here with an average difference of more than 10 degrees of tibial rotation between kinematic measurements made with the feet in 30 degrees of internal rotation and those performed with the feet in 30 degrees of external rotation. Translational differences were also measured. We can assume that lower degrees of foot rotation also have an impact on transverse plane knee kinematics but this study didn't address this issue.

Variations in knee excursion brought on significant differences in tibial rotation. To our knowledge, this has not yet been reported in the literature. This finding highlights the fact that standardizing the position of the feet and pelvis doesn't warrant comparable kinematics between trials for a same subject or for different subjects, as the knees are still able to project either medially or laterally during the knee-bend, altering knee kinematics significantly as shown here. Hence, knee excursion needs to be controlled during kinematic assessment of the knee, or at least taken into account during kinematic analyses.

Another interesting finding is that significant differences were measured for tibial rotation and adduction between the gesture with the feet externally rotated but with the knees kept in the axis of the feet and the standard gesture. As in both gestures the foot can be considered in neutral rotation relative to the knee, we might have thought that there would be no difference in knee kinematics. The opposite, as noted here, is clear evidence that the position of the hip joint constitutes an important factor to consider during knee kinematic assessment as it has a significant impact on knee kinematics, most probably by the way of the different musculo-tendinous units joining the pelvis to the tibia.

The precision of our measurement method kept us from drawing conclusions regarding many statistically significant differences brought on by various gesture parameters such as speed, ankle flexion, foot advancement or amount of weight. More precise methods, such as RSA or interventional MRI, might theoretically allow such conclusions, though the present study could not have been performed with those two methods. Indeed, because of the massive amount of kinematic recording that it implied, RSA would have exposed subjects to unacceptable amounts of radiations while the use of interventional MRI might have been limited by monetary reasons. Other problems with interventional MRI are its static nature and the fact that current analytic methods don't really assess 3D kinematics but mainly AP translation of both femoral condyles. In comparison, the method used here has the advantages of being non-invasive, dynamic and to allow 3D kinematic recording with a high frequency. Our method also doesn't expose the subjects to any radiation, allowing a great amount of kinematic recording.

Even though this study was conducted on a very specific population, we have every reason to believe that variations in gesture execution have a significant impact on knee kinematics for all humans. Foot rotation, knee excursion and hip rotation appear to have the biggest impact on knee kinematics for healthy subjects. Other gesture parameters like foot advancement might have a significant impact in injured knees only, as well as confirmed kinematic-modifying parameters might have an even bigger impact on such knees. Adaptive kinematic changes to stressing gesture parameters are also possible in injured knees. Kinematic testing during specifically chosen gestures could provide valuable clues in the understanding of dynamic knee stability. These questions remain to be addressed.

References:

1. Papadonikolakis, A., et al., *Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003. **11**(4): p. 235-43.
2. Manal, K., et al., *Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study*. Gait Posture, 2000. **11**(1): p. 38-45.
3. Scarvell, J.M., et al., *Comparison of kinematic analysis by mapping tibiofemoral contact with movement of the femoral condylar centres in healthy and anterior cruciate ligament injured knees*. J Orthop Res, 2004. **22**(5): p. 955-62.
4. Brandsson, S., et al., *Kinematics and laxity of the knee joint after anterior cruciate ligament reconstruction: pre- and postoperative radiostereometric studies*. Am J Sports Med, 2002. **30**(3): p. 361-7.
5. Asano, T., et al., *In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique*. Clin Orthop, 2001. **388**: p. 157-66.
6. Dennis, D., et al., *In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartamental or total knee replacement*. J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A Suppl 2 Pt 2**: p. 104-15.
7. Logan, M., et al., *Tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament (ACL)-deficient weightbearing, living knee employing vertical access open "interventional" multiple resonance imaging*. Am J Sports Med, 2004. **32**(3): p. 720-6.
8. Logan, M.C., et al., *Tibiofemoral kinematics following successful anterior cruciate ligament reconstruction using dynamic multiple resonance imaging*. Am J Sports Med, 2004. **32**(4): p. 984-92.
9. Slocum, D.B. and R.L. Larson, *Rotatory instability of the knee. Its pathogenesis and a clinical test to demonstrate its presence*. J Bone Joint Surg Am, 1968. **50**(2): p. 211-25.
10. Nordt, W.E., 3rd, et al., *The in vivo assessment of tibial motion in the transverse plane in anterior cruciate ligament-reconstructed knees*. Am J Sports Med, 1999. **27**(5): p. 611-6.
11. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging*. Clin Orthop, 2003(410): p. 35-43.
12. Patel, V.V., et al., *A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics*. J Orthop Res, 2004. **22**(2): p. 283-92.
13. Tashman, S., et al., *Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2004. **32**(4): p. 975-83.
14. Karrholm, J., *Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications*. Acta Orthop Scand, 1989. **60**(4): p. 491-503.
15. Karrholm, J., S. Brandsson, and M.A. Freeman, *Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1201-3.
16. Brandsson, S., et al., *Kinematics after tear in the anterior cruciate ligament: dynamic bilateral radiostereometric studies in 11 patients*. Acta Orthop Scand, 2001. **72**(4): p. 372-8.
17. Costigan, P.A., *Radial Torque of the Tibia During a Deep Knee Bend*. Biomechanics IX, Winter, David A. (ed), 1985.

18. Escamilla, R.F., *Knee biomechanics of the dynamic squat exercise*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(1): p. 127-41.
19. Escamilla, R.F., et al., *Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(9): p. 1552-66.
20. Neiman, R., et al., *The effect of foot placement on ACL graft force during a squat exercise*. Proceedings of the 41st Annual Meeting of the Orthopaedic Society, February 13-16, Orlando, Florida, 1995.
21. Ohkoshi, Y., et al., *Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position*. Am J Sports Med, 1991. **19**(6): p. 605-11.
22. Hill, P.F., et al., *Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1196-8.
23. Mannel, H., et al., *Establishment of a knee-joint coordinate system from helical axes analysis--a kinematic approach without anatomical referencing*. IEEE Trans Biomed Eng, 2004. **51**(8): p. 1341-7.
24. Escamilla, R.F., et al., *A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(6): p. 984-98.
25. Kvist, J. and J. Gillquist, *Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects*. Am J Sports Med, 2001. **29**(1): p. 72-82.
26. Ishii, Y., et al., *Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation*. Clin Orthop, 1997(343): p. 144-50.
27. Mahfouz, M.R., et al., *In vivo determination of knee kinematics in patients with a hamstring or patellar tendon ACL graft*. J Knee Surg, 2003. **16**(4): p. 197-202.
28. Ninos, J.C., et al., *Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position*. J Orthop Sports Phys Ther, 1997. **25**(5): p. 307-15.
29. Sati, M., *Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis*. The Knee, 1996. **3**(4): p. 179-190.
30. Ganjikia, S., et al., *Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study*. The Knee, 2000. **7**(4): p. 221-231.
31. Hagemeister, N., et al., *A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics*. J Biomech, 2005. **38**(9): p. 1926-31.
32. Yu, B., et al., *Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing*. J Orthop Res, 1997. **15**(3): p. 348-52.
33. Parent, G., *Contributions à l'amélioration d'un système d'analyse de la biocinématique tridimensionnelle du genou*. Mémoire de Maîtrise, Génie Biomédical, Faculté des Études Supérieures, 2000.
34. Hagemeister, N., et al., *In vivo reproductibility of a new non-invasive diagnostic tool for three-dimensional knee evaluation*. The Knee, 1999. **6**: p. 175-181.
35. Van de Putte M., H.N., Parent G., St-Onge N., de Guise J. A., *A reproducible method to define a coordinate system for 3D kinematics evaluation of the knee*. Proceedings of the IVth World Congress of Biomechanics, August 4-9, Calgary, Alberta, Canada., 2002.

7.3.2 Figures

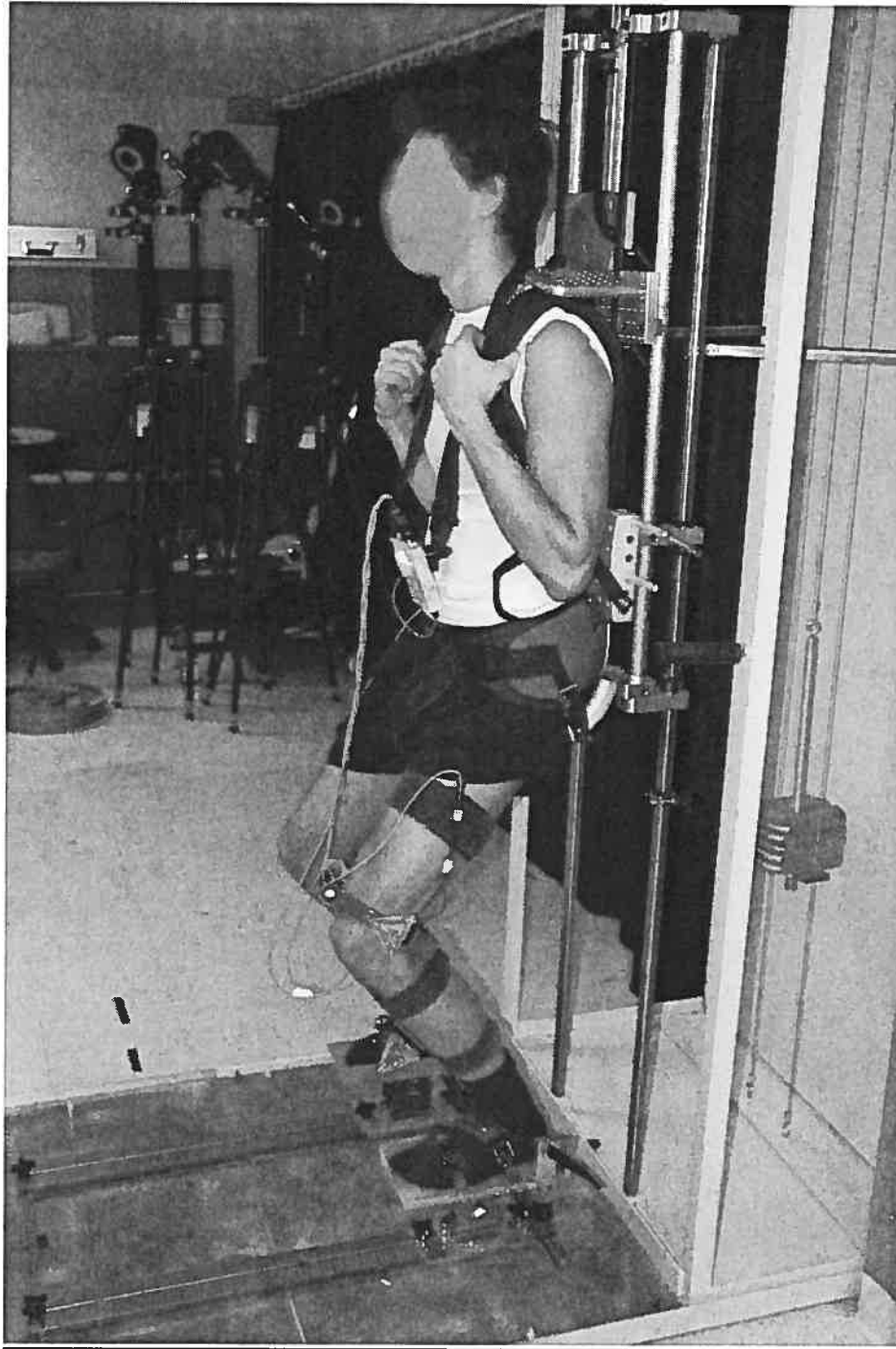
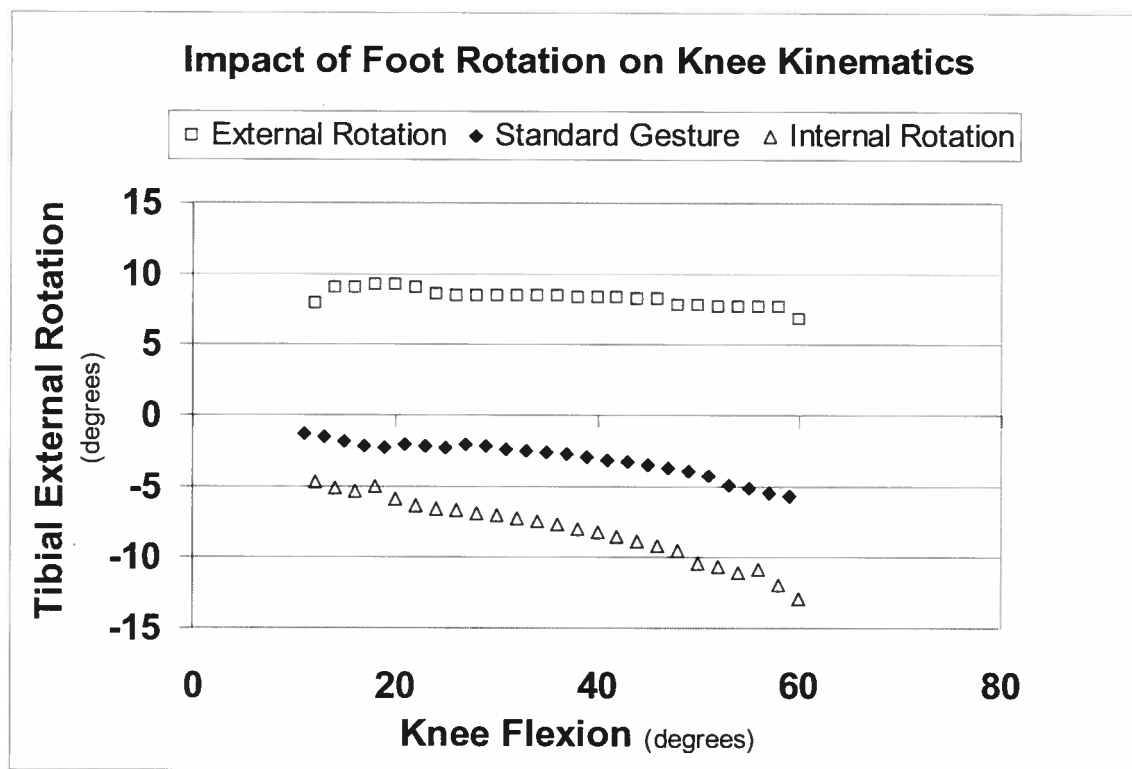
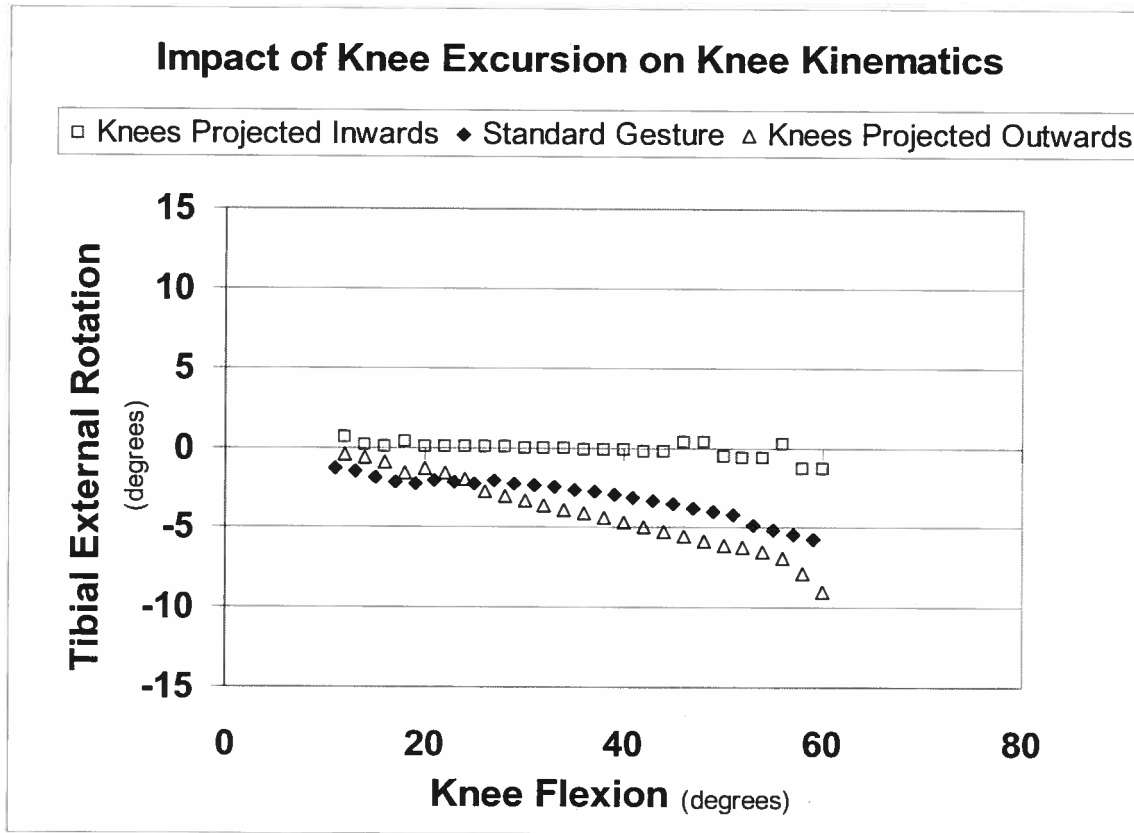


Figure 1: Knee-bend standardizer. This specially designed structure restricts the knee-bend gesture to a fixed axis. The feet can be reproducibly positioned in many ways. Weight-bearing modifications are also possible.

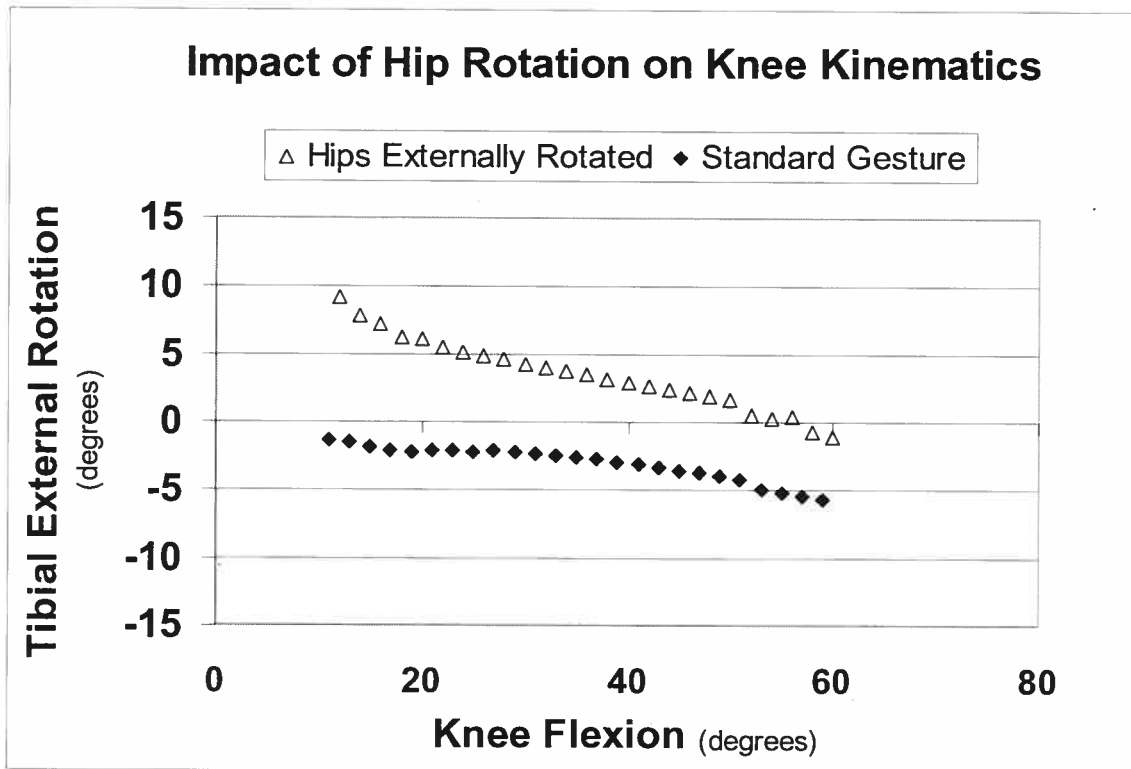
Figure 2.

Impact of Foot Rotation on Knee Kinematics. Average data for all subjects during the ascent phase.

Figure 3.

Impact of Knee Excursion on Knee Kinematics. Average data for all subjects during the ascent phase.

Figure 4.



Impact of Hip Rotation on Knee Kinematics. Average data for all subjects during the ascent phase.

7.3.3 Table

Average Kinematic Differences Between Gesture Conditions

Gesture Parameter	Comparison	Translations (mm)			Rotations (degrees)	
		AP	ML	PD	Adduction	External Rotation
Knee excursion	Knee In vs Knee Out	1.37	-1.75	0.12	-1.68	4.70
	Knee In	0.69	-0.85	0.33	-0.48	3.12
	Knee Out	-0.49	0.93	0.02	1.19	-1.31
Hip rotation	External Rotation (Knee Neutral)	0.59	-0.02	-0.94	2.18	5.38
Foot rotation	External Rotation (Knee Neutral) vs External Rotation (Knee-In)	2.12	-2.34	-0.08	-1.26	6.16
	External Rotation (Knee In) vs Internal Rotation	4.73	-2.75	-2.44	1.02	16.01
	External Rotation (Knee In)	2.71	-1.95	-0.75	0.92	10.96
	Internal Rotation	-1.82	0.88	1.29	-0.17	-5.25

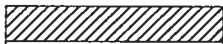

	= Statistically Significant
	= Scientifically Significant (>2mm or >2degrees)

Table 1.

Average Kinematic Differences Between Gesture Conditions for the ascent phase. When not specified, the differences were calculated with the standard gesture. Statistically significant and scientifically significant differences are shaded. AP = anterior-posterior translation, ML = medio-lateral translation, PD = proximo-distal translation.

8. Discussion:

8.1 Sommaire des résultats

Nos résultats ont démontré une reproductibilité accrue de certains paramètres de la cinématique 3D du genou lorsque celle-ci est enregistrée pendant un geste standardisé. Cette reproductibilité accrue s'est révélée statistiquement significative pour la composante de la rotation tibiale. Ceci est intéressant puisque les mouvements du genou dans le plan transverse, incluant la rotation tibiale et les translations antéro-postérieure et médio-latérale, sont grandement affectés par les blessures ligamentaires et les chirurgies de reconstruction subséquemment effectuées [12, 46, 52, 79, 123-127]. Or, l'étude de cette composante de la cinématique chez le vivant s'est traditionnellement limitée à la quantification, plus ou moins précise, de la translation antéro-postérieure du tibia par rapport au fémur alors que la rotation tibiale demeurerait difficile à mesurer en raison de sa faible amplitude combinée au mouvement des tissus mous par rapport à l'os sous-jacent [27, 28, 35, 123]. Le harnais utilisé dans le présent travail pour la fixation des capteurs de mouvement a été développé dans le but de résoudre cette problématique. Nos résultats tendent à prouver que cet objectif est atteint. D'autre part, la reproductibilité accrue de la rotation tibiale par la standardisation du geste est elle-même une trouvaille importante. Tel que discuté dans le premier article de la section *Résultats*, nous avons démontré cette reproductibilité accrue de la cinématique de trois façons différentes : premièrement par l'augmentation de la répétitivité de la cinématique d'un même sujet lors d'une seule série d'accroupissements; deuxièmement par l'augmentation de la répétitivité de la cinématique d'un même sujet lors de deux séries d'accroupissements distinctes; troisièmement par la diminution de la variabilité cinématique entre les sujets. De plus, tel que discuté dans le deuxième article de la section *Résultats*, il fut démontré que la cinématique du genou est significativement affectée par la rotation des pieds, l'excursion des genoux et la rotation des hanches. Nos hypothèses de départ ont donc été vérifiées. De surcroît, l'ensemble des résultats appuie fortement le concept selon lequel le geste est un aspect déterminant de toute évaluation cinématique du genou.

8.2 Impact et pertinence du geste dans l'étude de la cinématique

Caractérisation de la normalité

Sachant que la cinématique d'un même genou change selon le geste effectué, le concept de la cinématique normale du genou revêt une autre dimension. La variabilité du geste peut expliquer une partie des différences interindividuelles notables obtenues dans les diverses études s'étant penché sur la question. Le concept de l'enveloppe de mouvement passif du genou, bien démontré par Shoemaker et al.[135], nous aide à comprendre qu'un même genou dispose d'un vaste choix de trajectoires cinématiques à l'intérieur des limites imposées par les structures de stabilisation passive. Ces structures sont les os et le cartilage articulaire, les ménisques, la capsule articulaire et les divers ligaments du genou. La trajectoire empruntée à l'intérieur de cette enveloppe de mouvement est déterminée par les différents vecteurs de force agissant au genou lors d'un geste particulier. Les vecteurs de force sont engendrés principalement par la gravité et les contractions musculaires. Ils sont équilibrés mutuellement ainsi que par la force de contact articulaire et les vecteurs réactionnels des autres structures de stabilisation passive. Tel qu'expliqué dans la section *Type de geste effectué lors des mesures* de la revue de littérature, toute différence dans les forces s'exerçant au genou amènera une différence dans le mouvement résultant. Dans ce contexte, deux approches sont possibles pour la caractérisation du mouvement du genou normal.

La première approche serait de caractériser l'enveloppe de mouvement du genou en étudiant les limites. Ceci serait possible en faisant effectuer aux sujets divers gestes amenant le genou dans ses extrêmes physiologiques en utilisant diverses configurations de positions des pieds et des autres paramètres gestuels. Ce processus pourrait s'effectuer de façon contrôlée, quantifiée et sécuritaire à l'aide d'une structure comme celle présentée dans le présent travail. Suite à une étude de caractérisation pour une population de genoux normaux, l'étendue des mouvements possibles pour un sujet particulier pourrait nous renseigner sur l'intégrité des structures capsulo-ligamentaires. Des études sur des sujets blessés pourraient éventuellement nous permettre d'associer des perturbations de l'enveloppe de mouvement à des lésions capsulo-ligamentaires spécifiques.

La deuxième approche serait d'étudier la cinématique du genou lors d'un geste bien précis et reproductible. Le fait de contraindre tous les sujets à un geste identique devrait

régulariser les forces s'exerçant au genou et permettre d'éliminer les différences cinématiques induites par les différences gestuelles. Plutôt que de s'attarder à l'ensemble des mouvements possibles pour le genou, on se penche ici sur le comportement du genou dans des circonstances contrôlées. La normalité cinématique et les variations pathologiques sont alors définies à l'intérieur de balises gestuelles bien précises.

Études de suivi

L'avantage principal de l'approche par geste spécifique est la possibilité d'études de suivi pour un même sujet. Sachant qu'une blessure risque d'entraîner une modification du geste, il importe de pouvoir discerner si des variations dans la cinématique mesurée suite à une blessure au genou sont dues à la lésion elle-même ou à une modification gestuelle compensatoire. À mon avis, il s'agit là d'une faiblesse importante de l'étude de la cinématique du genou lors de la marche. La standardisation du geste propose une solution à ce problème en obligeant le sujet à effectuer le même geste d'une évaluation cinématique à l'autre, peu importe les blessures ou traitements que son genou ait pu subir. On s'attend à pouvoir alors mieux en distinguer l'effet sur la cinématique du genou.

Comparaisons entre sujets

Les sujets réalisant tous le même geste lors de la mesure de la cinématique de leur genou, on devrait pouvoir plus aisément comparer les sujets entre eux. Ceci est appuyé par la réduction significative de la variabilité inter-individuelle engendrée par la standardisation du geste dans le présent travail. Or, la persistance d'une variabilité inter-individuelle de plus de cinq degrés de rotation tibiale nous informe de l'existence d'autres facteurs à considérer. Outre les mouvements capteurs-os et la question du système d'axes qui seront discutés dans la prochaine section, demeure la question de la variabilité inter-individuelle des versions tibiale et fémorale. Celles-ci correspondent à l'angulation relative dans le plan transverse des portions proximale et distale du tibia et du fémur, respectivement. Les valeurs normales de version tibiale dépendent de la méthode de mesure employée et varient de plus de 15 degrés dans la population générale.[136] De façon concrète, cela signifie que l'angle entre les pieds et les genoux n'est pas le même pour tous. Conséquemment, il est logique de penser que le fait de positionner tous les sujets avec les pieds en rotation neutre lors de la mesure de la cinématique risque de transférer cette variabilité

de version aux mesures cinématiques de rotation tibiale. Selon l'examen physique effectué chez les sujets ayant participé à la présente étude, aucun ne souffrait de malrotation des membres inférieurs. Cependant, une méthode de mesure plus précise comme le CT-scan serait nécessaire pour définir le lien entre la rotation tibiale mesurée au genou et les versions tibiale et fémorale. La prise en considération de ce facteur lors de l'étude de la cinématique pourrait diminuer davantage la variabilité inter-individuelle.

Comparaisons entre études

Dans l'optique où la variabilité inter-individuelle peut être minimisée et que des comparaisons cinématiques sont possibles entre différents sujets, il devient envisageable de pouvoir comparer les résultats de différentes études dans la mesure où le geste effectué est similaire. Les données recueillies lors d'un geste standard clairement défini pourraient donc servir de point de référence permettant de s'assurer que les études sont comparables entre elles. Ce concept de « calibrage cinématique » n'a jamais, à notre connaissance, été décrit ailleurs. Il devrait inclure, en plus du geste standard, des spécifications claires quant aux systèmes d'axes utilisés pour l'interprétation des valeurs cinématiques puisque ceux-ci ont un impact important sur la cinématique du genou tel que mentionné à plusieurs reprises dans ce travail. Suite à ces procédures visant à s'assurer de pouvoir comparer les études entre elles, les investigateurs seraient libres d'utiliser les systèmes d'axes et les gestes de leur choix. Il demeurerait cependant possible d'analyser les résultats en relation avec un standard établi.

8.3 Difficultés persistantes en évaluation cinématique et solutions proposées

Les nombreuses difficultés liées à l'étude de la cinématique 3D du genou ont été abordées dans la mise en contexte de ce travail et dans la revue de littérature. Nous nous sommes attardés à la problématique du geste et avons démontré son importance dans l'étude du mouvement du genou. Cependant, plusieurs questions restent à explorer à ce chapitre. La question du positionnement des pieds en fonction du degré de version tibiale a été discutée. Deuxièmement, dans l'optique où l'étude de la cinématique du genou lors d'un geste standardisé est une approche pertinente, quels devraient être les paramètres précis de ce geste standard?

Idéalement, celui-ci devrait pouvoir être réalisé par la totalité des gens, être répétable d'un sujet à l'autre et d'une journée à l'autre, faire ressortir les différences cinématiques secondaires à une blessure tout en ne comportant pas de risque d'aggraver ou de causer une blessure. Ce geste standard idéal devrait être déterminé à la suite d'études cinématiques nombreuses sur des sujets sains mais aussi sur des sujets affligés de diverses pathologies du genou puisque ceux-ci pourraient démontrer une réponse différente de celle des sujets sains à la standardisation du geste. Ces études devraient être réalisées en faisant effectuer aux sujets tant sains que blessés toutes les configurations possibles de geste d'accroupissement dans des conditions contrôlées. Une telle étude serait intéressante puisqu'en plus de préciser quel devrait être le geste standard, elle fournirait une quantité significative d'informations sur la réponse différentielle du genou blessé à diverses modifications gestuelles. Une nouvelle forme de test diagnostique pourrait être envisagée selon les résultats obtenus. En effet, il est permis de penser qu'une blessure pourrait se manifester par une modification typique de la cinématique du genou suite à une modification gestuelle quelconque. Cela permettrait non seulement de poser ou de confirmer un diagnostic mais aussi d'effectuer un suivi fonctionnel du genou pendant ou après un traitement.

Une troisième question à explorer est celle de l'excursion des genoux. Nous avons démontré que deux mesures cinématiques du même genou pouvaient différer de façon significative si la trajectoire des genoux n'était pas la même malgré que tous les autres paramètres soient identiques. Or, la structure de standardisation décrite dans ce travail ne contrôle pas l'excursion des genoux de façon rigoureuse. Même si on s'assurait lors de la réalisation du geste standard que tous les sujets gardaient leurs genoux dans l'axe des pieds, ce contrôle est peu précis et est probablement impliqué dans la variabilité inter-individuelle révélée par nos données. Ce problème avait été perçu au début du développement de la structure de standardisation. Il avait alors été jugé que la stabilisation médio-latérale du genou par des moyens exogènes gênerait l'exécution du geste d'accroupissement et la mesure de la cinématique. La solution à ce problème réside peut-être dans l'interprétation des données cinématiques mesurées selon un cadre de référence externe et fixe. En effet, pour la majorité des sujets, en plus d'avoir enregistré les déplacements relatifs de la cuisse et de la jambe, on a aussi simultanément enregistré les déplacements de la cuisse et de la jambe par rapport à la structure de standardisation. Il serait ainsi possible de déterminer la trajectoire précise du genou tout au long du geste et d'en tenir compte dans l'analyse de la cinématique du genou. Ce type

d'interprétation n'a pas encore été effectué mais pourrait contribuer à encore diminuer la variabilité inter-individuelle.

Mouvement capteurs-os

Le présent travail a été réalisé en utilisant une méthode non-invasive de mesure de la cinématique. Cette méthode a été choisie puisqu'elle nous permettait de recueillir une grande quantité de données chez un bon nombre de sujets. Ceci n'aurait pas été possible avec la radiostéréométrie, l'IRM à section ouverte ou toute méthode invasive. Le harnais employé a démontré une précision nous permettant d'analyser des composantes cinématiques traditionnellement sous-étudiées comme la rotation tibiale. Cependant, des mouvements résiduels entre les capteurs de mouvement et l'os étaient inévitablement présents et doivent être pris en considération. Tel que spécifié dans la section *Analyse des données*, le niveau de précision de notre méthode de mesure de la cinématique a été estimé à 2 degrés de rotation et 2 millimètres de translation. Ceci nous a amenés à ne pas considérer comme significatives des différences cinématiques engendrées par des changements gestuels lorsqu'elles étaient inférieures à ces valeurs. Pour cette raison, il est probable que certains, et possiblement tous les paramètres gestuels étudiés, aient un impact significatif sur la cinématique mais que celui-ci n'ait pu être révélé par notre méthode. Il serait intéressant de répéter le même protocole en utilisant une méthode invasive de fixation des capteurs de mouvement aux os pour pouvoir ensuite en comparer les résultats avec ceux du présent travail. Ceci permettrait de tester la validité de notre méthode non-invasive tout en plus de vérifier si l'impact de certains paramètres gestuels deviendrait significatif. De plus, comme il est logique de penser que les mouvements résiduels sont de type et d'intensité variable entre les individus, on pourrait établir avec l'aide d'une méthode invasive si les mouvements capteurs-os sont impliqués dans la variabilité inter-sujets.

Système d'axes utilisé pour l'analyse

De tous les facteurs cités, celui du système d'axes est à mon avis celui responsable de la majeure partie de la variabilité cinématique entre les sujets. Connaissant la variabilité de l'anatomie osseuse et la difficulté de localiser des points anatomiques de façon reproductible au fémur, connaissant l'impact double d'une erreur de positionnement des axes sur les valeurs

cinématiques subséquentement obtenues et connaissant le *cross-talk phenomenon*, cette variabilité inter-individus n'est pas surprenante. Nos résultats n'échappent pas à ce problème. En effet, le système d'axes utilisé a été choisi principalement pour sa reproductibilité, laquelle est très bonne puisque l'établissement du système d'axes dépend très peu de la palpation de points anatomiques. Cela amène le système d'axes à être en quelque sorte dissocié de l'anatomie, ce qui est malheureux puisque le mouvement est lui-même fortement dépendant de l'anatomie. Je crois fermement que la cinématique 3D de toute articulation doit être analysée selon un système d'axes basé sur l'anatomie des os la constituant. On devrait n'utiliser que les structures osseuses affectant la cinématique, étant présentes chez tous les individus et étant identifiables de façon reproductible. Un système d'axes autrement défini va inévitablement générer des résultats insatisfaisants puisqu'il sera presque toujours discordant avec les structures guidant le mouvement. Comme cette discordance est différente d'un sujet à l'autre en raison de la variabilité morphologique osseuse, il s'ensuit donc des résultats variables entre les individus. Un système d'axes répondant aux caractéristiques sus-nommées n'existe pas encore en raison de plusieurs difficultés. À mon avis, il s'agit cependant d'une avenue prometteuse pour l'étude de la cinématique articulaire.

9. Considérations éthiques :

Le présent projet a été approuvé par les comités d'éthique de la recherche du Centre Hospitalier Universitaire de Montréal (CHUM) et de l'École de Technologie Supérieure (ÉTS). Nous nous contenterons ici d'en discuter les points éthiques principaux.

9.1 Avantages et risques de la recherche:

Le projet actuel ne comportait pas d'avantage concret pour les sujets puisque ceux-ci étaient en bonne santé. Lors d'éventuelles études impliquant des sujets blessés, on pourra alors considérer l'évaluation de la cinématique de leurs genoux comme une amélioration du suivi de leur condition pathologique. Pour l'instant, cependant, l'avantage principal se situe au niveau de la contribution à l'avancement des connaissances par la création d'une banque de données cinématiques de genoux normaux à laquelle pourront être comparées les données de sujets blessés.

Les inconvénients pour les sujets furent minimes. Le geste effectué pour l'analyse de la cinématique des genoux était réalisé de façon contrôlée par rapport à la position des segments corporels et à la vitesse d'exécution. Il s'agissait d'un geste d'accroupissement s'apparentant à de nombreux gestes réalisés quotidiennement par les sujets. Il apparaît peu probable que la réalisation de ce geste ait eu un impact néfaste sur les genoux des sujets.

Un dernier inconvénient correspondait au temps requis pour la collecte de l'ensemble des données de chaque sujet, incluant les étapes de calibration et de réchauffement, de même que l'obtention des données radiologiques. Une compensation monétaire de quarante dollars (40\$) a été versée à chaque sujet.

9.2 Consentement libre et éclairé:

Les sujets ont tous reçu un document explicatif du projet exprimé en termes courants et étaient invités à poser des questions. (cf annexe 4) Les objectifs de recherche, les détails de la

méthode ainsi que les avantages et inconvénients pour le sujet étaient abordés dans ce document. Après avoir laissé suffisamment de temps au sujet pour prendre une décision (à sa discrétion), celui désirant participer devait signer un formulaire de consentement soulignant entre autres les points de liberté de participation, celui de liberté de retrait de l'étude ainsi que les modalités de rémunération compensatoire.

9.3 Confidentialité:

Une attention particulière a été apportée à la confidentialité des données personnelles recueillies chez les sujets. Pour ce faire, l'identification des sujets s'est faite sous forme de codes d'identification dont la concordance avec les données nominatives a été tenue à part dans un fichier informatique minimalement diffusé (i.e. ne pouvant être consulté que par des membres actifs de l'équipe de recherche).

10. Conclusion:

Le présent travail a permis de démontrer que le geste effectué par le sujet doit obligatoirement être considéré lors de l'évaluation de la cinématique du genou. La négligence de cet aspect engendre des données cinématiques difficiles à comparer aux données issues de d'autres études sur le même sujet ou sur d'autres individus. La solution proposée dans le présent travail est de faire réaliser aux sujets un geste constant et reproductible à l'aide d'un appareil spécialement conçu, diminuant ainsi les différences gestuelles entre les évaluations cinématiques. Pour être optimale, cette approche nécessiterait probablement un suivi constant de la trajectoire des genoux afin d'en tenir compte dans l'analyse de la cinématique puisque nous avons démontré que l'excursion des genoux pouvait à elle seule modifier significativement la cinématique du genou. Le positionnement des pieds en fonction du degré individuel de version tibiale est un autre aspect à étudier puisqu'il pourrait diminuer davantage la variabilité inter-individus. Outre le geste effectué, nous avons identifié d'autres facteurs devant être contrôlés avant de pouvoir évaluer la cinématique 3D *in vivo* de façon optimale, les principaux étant la méthode de mesure de la cinématique et le système d'axes de référence. Des travaux sont présentement en cours à ce chapitre. Il est permis de croire que d'ici quelques années l'étude de la cinématique 3D fera partie intégrante de l'évaluation et du traitement des pathologies du genou.

11. Références :

1. Ariel, B.G., *Biomechanical analysis of the knee joint during deep knee bends with heavy load*. Biomechanics IV, Nelson (ed), 1973.
2. *Knee Injuries*. Campbell's Operative Orthopaedics, 9th edition, 1998.
3. Frank, C.B. and D.W. Jackson, *The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1997. **79**(10): p. 1556-76.
4. Daniel, D.M., et al., *Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study*. Am J Sports Med, 1994. **22**(5): p. 632-44.
5. Gillquist, J., *Repair and reconstruction of the ACL: is it good enough?* Arthroscopy, 1993. **9**(1): p. 68-71.
6. Noyes, F.R., G.H. McGinniss, and E.S. Grood, *The variable functional disability of the anterior cruciate ligament-deficient knee*. Orthop Clin North Am, 1985. **16**(1): p. 47-67.
7. Johnson, D.L. and M.J. Coen, *Revision ACL surgery. Etiology, indications, techniques, and results*. Am J Knee Surg, 1995. **8**(4): p. 155-67.
8. Wolf, R.S. and L.J. Lemak, *Revision Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Surgery*. J South Orthop Assoc, 2002. **11**(1): p. 25-32.
9. Ferretti, A., et al., *Osteoarthritis of the knee after ACL reconstruction*. Int Orthop, 1991. **15**(4): p. 367-71.
10. Jomha, N.M., et al., *Long-term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees*. Clin Orthop, 1999(358): p. 188-93.
11. Dye, D.M., et al., *Factors Contributing to Function of the Knee Joint after Injury or Reconstruction of the Anterior Cruciate Ligament*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1998. **80-A**(no 9, september 1998): p. 1380-1393.
12. Hagemester, N., et al., *Quantitative comparison of three different types of anterior cruciate ligament reconstruction methods: Laxity and 3-D kinematic measurements*. Bio-Medical Materials and Engineering 00, 2001: p. 1-11.
13. Hefzy, M.S. and E.S. Grood, *Knee Motions and their Relations to the Function of the Anterior Cruciate Ligament*, in *The Anterior Cruciate Ligament: Current and Future Concepts*, D.W. Jackson, Editor. 1993, Raven Press: New York.
14. Martelli, S., et al., *Comparison of three kinematic analyses of the knee: determination of intrinsic features and applicability to intraoperative procedures*. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2002. **5**(2): p. 175-85.
15. Trent, P.S., P.S. Walker, and B. Wolf, *Ligament length patterns, strength, and rotational axes of the knee joint*. Clin Orthop, 1976(117): p. 263-70.
16. Reuben, J.D., et al., *Three-dimensional dynamic motion analysis of the anterior cruciate ligament deficient knee joint*. Am J Sports Med, 1989. **17**(4): p. 463-71.
17. Shaw, J.A. and D.G. Murray, *The longitudinal axis of the knee and the role of the cruciate ligaments in controlling transverse rotation*. J Bone Joint Surg Am, 1974. **56**(8): p. 1603-9.
18. Churchill, D.L., et al., *The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee*. Clin Orthop, 1998(356): p. 111-8.
19. Hollister, A.M., et al., *The axes of rotation of the knee*. Clin Orthop, 1993(290): p. 259-68.
20. Matsumoto, H., et al., *Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle*. Clin Orthop, 2000(371): p. 178-82.
21. Stiehl, J.B. and B.D. Abbott, *Morphology of the transepicondylar axis and its application in primary and revision total knee arthroplasty*. J Arthroplasty, 1995. **10**(6): p. 785-9.
22. Neiman, R., et al., *The effect of foot placement on ACL graft force during a squat exercise*. Proceedings of the 41st Annual Meeting of the Orthopaedic Society, February 13-16, Orlando, Florida, 1995.
23. Ishii, Y., et al., *Three-dimensional kinematics of the human knee with intracortical pin fixation*. Clin Orthop, 1997(343): p. 144-50.
24. Kim, S.J. and H.K. Kim, *Reliability of the anterior drawer test, the pivot shift test, and the Lachman test*. Clin Orthop, 1995(317): p. 237-42.
25. Hyder, N., Bollen, S.R., Sefton, G., Swann, A.C., *Correlation between Arthrometric evaluation of knees using KT 1000 and Telos stress radiography and functional outcome following ACL reconstruction*. The Knee, 1997. **4**: p. 121-124.

26. Snyder-Mackler, L., et al., *The relationship between passive joint laxity and functional outcome after anterior cruciate ligament injury*. Am J Sports Med, 1997. **25**(2): p. 191-5.
27. Sati, M., De Guise, J.A., Larouche, S., Drouin, G., *Quantitative assessment of skin-bone movement at the knee*. The Knee, 1996. **3**(121-138).
28. Ganjikia, S., et al., *Three-dimensional knee analyzer validation by simple fluoroscopic study*. The Knee, 2000. **7**(4): p. 221-231.
29. Sati, M., *Improving in vivo knee kinematic measurements: application to prosthetic ligament analysis*. The Knee, 1996. **3**(4): p. 179-190.
30. Hagemester, N., et al., *In vivo reproductibility of a new non-invasive diagnostic tool for three-dimensional knee evaluation*. The Knee, 1999. **6**: p. 175-181.
31. Parent, G., *Contributions à l'amélioration d'un système d'analyse de la biocinématique tridimensionnelle du genou*. Mémoire de Maîtrise, Génie Biomédical, Faculté des Études Supérieures, 2000.
32. Van de Putte M., H.N., Parent G., St-Onge N., de Guise J. A., *A reproducible method to define a coordinate system for 3D kinematics evaluation of the knee*. Proceedings of the IVth World Congress of Biomechanics, August 4-9, Calgary, Alberta, Canada., 2002.
33. Brandsson, S., et al., *Kinematics after tear in the anterior cruciate ligament: dynamic bilateral radiostereometric studies in 11 patients*. Acta Orthop Scand, 2001. **72**(4): p. 372-8.
34. Manal, K., et al., *The accuracy of estimating proximal tibial translation during natural cadence walking: bone vs. skin mounted targets*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2003. **18**(2): p. 126-31.
35. Manal, K., et al., *Comparison of surface mounted markers and attachment methods in estimating tibial rotations during walking: an in vivo study*. Gait Posture, 2000. **11**(1): p. 38-45.
36. Cheze, L., *Comparison of different calculations of three-dimensional joint kinematics from video-based system data*. J Biomech, 2000. **33**(12): p. 1695-9.
37. Cheze, L., B.J. Fregly, and J. Dimnet, *A solidification procedure to facilitate kinematic analyses based on video system data*. J Biomech, 1995. **28**(7): p. 879-84.
38. Lucchetti, L., et al., *Skin movement artefact assessment and compensation in the estimation of knee-joint kinematics*. J Biomech, 1998. **31**(11): p. 977-84.
39. Stagni, R., et al., *Quantification of soft tissue artefact in motion analysis by combining 3D fluoroscopy and stereophotogrammetry: a study on two subjects*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2005. **20**(3): p. 320-9.
40. Alexander, E.J. and T.P. Andriacchi, *Correcting for deformation in skin-based marker systems*. J Biomech, 2001. **34**(3): p. 355-61.
41. Lafortune, M.A., *Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running*. J Biomech, 1991. **24**(10): p. 877-86.
42. Bull, A.M., et al., *Intraoperative measurement of knee kinematics in reconstruction of the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(7): p. 1075-81.
43. Jonsson, H. and J. Karrholm, *Three-dimensional knee joint movements during a step-up: evaluation after anterior cruciate ligament rupture*. J Orthop Res, 1994. **12**(6): p. 769-79.
44. Karrholm, J., *Roentgen stereophotogrammetry. Review of orthopedic applications*. Acta Orthop Scand, 1989. **60**(4): p. 491-503.
45. Bellemans, J., et al., *Fluoroscopic analysis of the kinematics of deep flexion in total knee arthroplasty: Influence of posterior condylar offset*. J Bone Joint Surg Br, 2002. **84**(1): p. 50-3.
46. Dennis, D., et al., *In vivo three-dimensional determination of kinematics for subjects with a normal knee or a unicompartamental or total knee replacement*. J Bone Joint Surg Am, 2001. **83-A Suppl 2 Pt 2**: p. 104-15.
47. Stiehl, J.B., R. Komistek, and D.A. Dennis, *A novel approach to knee kinematics*. Am J Orthop, 2001. **30**(4): p. 287-93.
48. Todo, S., et al., *Anteroposterior and rotational movement of femur during knee flexion*. Clin Orthop, 1999(362): p. 162-70.
49. Wretenberg, P., D.K. Ramsey, and G. Nemeth, *Tibiofemoral contact points relative to flexion angle measured with MRI*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2002. **17**(6): p. 477-85.
50. Patel, V.V., et al., *A three-dimensional MRI analysis of knee kinematics*. J Orthop Res, 2004. **22**(2): p. 283-92.
51. von Eisenhart-Rothe, R., et al., *A new in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint*. J Biomech, 2004. **37**(6): p. 927-34.
52. Scarvell, J.M., et al., *Comparison of kinematic analysis by mapping tibiofemoral contact with movement of the femoral condylar centres in healthy and anterior cruciate ligament injured knees*. J Orthop Res, 2004. **22**(5): p. 955-62.

53. Logan, M., et al., *Tibiofemoral kinematics of the anterior cruciate ligament (ACL)-deficient weightbearing, living knee employing vertical access open "interventional" multiple resonance imaging*. Am J Sports Med, 2004. **32**(3): p. 720-6.
54. Hsieh, H.H. and P.S. Walker, *Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint*. J Bone Joint Surg Am, 1976. **58**(1): p. 87-93.
55. Shoemaker, S.C. and K.L. Markolf, *Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament-deficient knees. An in vitro study of the anterior cruciate and medial collateral ligaments*. J Bone Joint Surg Am, 1985. **67**(1): p. 136-46.
56. Markolf, K.L., et al., *The role of joint load in knee stability*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63**(4): p. 570-85.
57. Hattin, H.C., M.R. Pierrynowski, and K.A. Ball, *Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat*. Med Sci Sports Exerc, 1989. **21**(5): p. 613-8.
58. Wilk, K.E., et al., *A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises*. Am J Sports Med, 1996. **24**(4): p. 518-27.
59. Yack, H.J., C.E. Collins, and T.J. Whieldon, *Comparison of closed and open kinetic chain exercise in the anterior cruciate ligament-deficient knee*. Am J Sports Med, 1993. **21**(1): p. 49-54.
60. Palmitier, R.A., et al., *Kinetic chain exercise in knee rehabilitation*. Sports Med, 1991. **11**(6): p. 402-13.
61. Kvist, J. and J. Gillquist, *Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects*. Am J Sports Med, 2001. **29**(1): p. 72-82.
62. Jenkins, W.L., et al., *A measurement of anterior tibial displacement in the closed and open kinetic chain*. J Orthop Sports Phys Ther, 1997. **25**(1): p. 49-56.
63. Fitzgerald, G.K., *Open versus closed kinetic chain exercise: issues in rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstructive surgery*. Phys Ther, 1997. **77**(12): p. 1747-54.
64. Escamilla, R.F., et al., *Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises*. Med Sci Sports Exerc, 1998. **30**(4): p. 556-69.
65. Lutz, G.E., et al., *Comparison of tibiofemoral joint forces during open-kinetic-chain and closed-kinetic-chain exercises*. J Bone Joint Surg Am, 1993. **75**(5): p. 732-9.
66. Hagemester, N., *Évaluation in vitro de différentes reconstructions chirurgicales des ligaments croisés du genou (PhD thesis)*, in Institut de Génie Biomédical. 2001, École Polytechnique de Montréal: Montréal, Canada. p. 243.
67. Wilson, D.R., et al., *The components of passive knee movement are coupled to flexion angle*. J Biomech, 2000. **33**(4): p. 465-73.
68. Grood, E.S., et al., *Biomechanics of the knee-extension exercise. Effect of cutting the anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1984. **66**(5): p. 725-34.
69. Yagi, M., et al., *Biomechanical analysis of an anatomic anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2002. **30**(5): p. 660-6.
70. Shoemaker, S.C., et al., *Quadriceps/anterior cruciate graft interaction. An in vitro study of joint kinematics and anterior cruciate ligament graft tension*. Clin Orthop, 1993(294): p. 379-90.
71. Blankevoort, L., R. Huiskes, and A. de Lange, *Helical axes of passive knee joint motions*. J Biomech, 1990. **23**(12): p. 1219-29.
72. Morrison, J.B., *Function of the knee joint in various activities*. Biomed Eng, 1969. **4**(12): p. 573-80.
73. Solomonow, M., et al., *The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability*. Am J Sports Med, 1987. **15**(3): p. 207-13.
74. Jenny, J.Y., et al., *[Validation of an experimental protocol of an optoelectronic analysis of continuous active knee kinematics in vitro]*. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 2002. **88**(8): p. 790-6.
75. Renstrom, P., et al., *Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity*. Am J Sports Med, 1986. **14**(1): p. 83-7.
76. Lipke, J.M., et al., *The role of incompetence of the anterior cruciate and lateral ligaments in anterolateral and anteromedial instability. A biomechanical study of cadaver knees*. J Bone Joint Surg Am, 1981. **63**(6): p. 954-60.
77. Lane, J.G., et al., *The anterior cruciate ligament in controlling axial rotation. An evaluation of its effect*. Am J Sports Med, 1994. **22**(2): p. 289-93.
78. Yack, H.J., L.M. Riley, and T.R. Whieldon, *Anterior tibial translation during progressive loading of the ACL-deficient knee during weight-bearing and nonweight-bearing isometric exercise*. J Orthop Sports Phys Ther, 1994. **20**(5): p. 247-53.

79. Asano, T., et al., *In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique*. Clin Orthop, 2001. **388**: p. 157-66.
80. Osternig, L.R., et al., *Effects of position and speed on joint torques and knee shear after ACL injury*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(7): p. 1073-80.
81. Karrholm, J., S. Brandsson, and M.A. Freeman, *Tibiofemoral movement 4: changes of axial tibial rotation caused by forced rotation at the weight-bearing knee studied by RSA*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1201-3.
82. Beard, D.J., et al., *Reconstruction does not reduce tibial translation in the cruciate-deficient knee an in vivo study*. J Bone Joint Surg Br, 2001. **83**(8): p. 1098-103.
83. Apkarian, J., S. Naumann, and B. Cairns, *A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb*. J Biomech, 1989. **22**(2): p. 143-55.
84. Cappozzo, A., *Gait Analysis Methodology*. Human Movement Science, 1984. **3**: p. 27-50.
85. Kadaba, M.P., H.K. Ramakrishnan, and M.E. Wootten, *Measurement of lower extremity kinematics during level walking*. J Orthop Res, 1990. **8**(3): p. 383-92.
86. Marans, H.J., et al., *Anterior cruciate ligament insufficiency: a dynamic three-dimensional motion analysis*. Am J Sports Med, 1989. **17**(3): p. 325-32.
87. Rudolph, K.S., et al., *1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization*. J Electromyogr Kinesiol, 1998. **8**(6): p. 349-62.
88. Berchuck, M., et al., *Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament*. J Bone Joint Surg Am, 1990. **72**(6): p. 871-7.
89. Ninos, J.C., et al., *Electromyographic analysis of the squat performed in self-selected lower extremity neutral rotation and 30 degrees of lower extremity turn-out from the self-selected neutral position*. J Orthop Sports Phys Ther, 1997. **25**(5): p. 307-15.
90. Hill, P.F., et al., *Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI*. J Bone Joint Surg Br, 2000. **82**(8): p. 1196-8.
91. Mannel, H., et al., *Establishment of a knee-joint coordinate system from helical axes analysis--a kinematic approach without anatomical referencing*. IEEE Trans Biomed Eng, 2004. **51**(8): p. 1341-7.
92. Walker, P.S., H. Shoji, and S.J. Erkman, *The rotational axis of the knee and its significance to prosthesis design*. Clin Orthop, 1972(89): p. 160-170.
93. Soudan, K., R. Van Audekercke, and M. Martens, *Methods, difficulties and inaccuracies in the study of human joint kinematics and pathokinematics by the instant axis concept. Example: the knee joint*. J Biomech, 1979. **12**(1): p. 27-33.
94. Frankel, V.H., A.H. Burstein, and D.B. Brooks, *Biomechanics of internal derangement of the knee. Pathomechanics as determined by analysis of the instant centers of motion*. J Bone Joint Surg Am, 1971. **53**(5): p. 945-62.
95. Gerber, C. and P. Matter, *Biomechanical analysis of the knee after rupture of the anterior cruciate ligament and its primary repair. An instant-centre analysis of function*. J Bone Joint Surg Br, 1983. **65**(4): p. 391-9.
96. Smidt, G.L., *Biomechanical analysis of knee flexion and extension*. J Biomech, 1973. **6**(1): p. 79-92.
97. Mannel, H., et al., *Anterior cruciate ligament rupture translates the axes of motion within the knee*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2004. **19**(2): p. 130-5.
98. Aissaoui, R., H. Mecheri, and J. de Guise. *Validation of Four Major Algorithms for Estimating the Instantaneous Helical Axis with Miniature Triaxial Gyroscope*. in Annual IEEE - Engineering & Medical & Biological Society Conference. 2004. San Francisco.
99. Grood, E.S. and W.J. Suntay, *A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee*. J Biomech Eng, 1983. **105**(2): p. 136-44.
100. Kadaba, M.P., et al., *Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait*. J Orthop Res, 1989. **7**(6): p. 849-60.
101. MacWilliams, B.A., et al., *A repeatable alignment method and local coordinate description for knee joint testing and kinematic measurement*. J Biomech, 1998. **31**(10): p. 947-50.
102. Della Croce, U., et al., *Femoral anatomical frame: assessment of various definitions*. Med Eng Phys, 2003. **25**(5): p. 425-31.
103. Marin, F., et al., *Correction of axis misalignment in the analysis of knee rotations*. Hum Mov Sci, 2003. **22**(3): p. 285-96.

104. Leardini, A., et al., *Validation of a functional method for the estimation of hip joint centre location*. J Biomech, 1999. **32**(1): p. 99-103.
105. Davis, R.B.I., et al., *A gait analysis data collection and reduction technique*. Hum Mov Sci, 1991. **10**: p. 575-587.
106. Bell, A.L., D.R. Pedersen, and R.A. Brand, *A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods*. J Biomech, 1990. **23**(6): p. 617-21.
107. Hagemester, N., et al., *A reproducible method for studying three-dimensional knee kinematics*. J Biomech, 2005. **38**(9): p. 1926-31.
108. Martelli, S., et al., *Intraoperative kinematic protocol for knee joint evaluation*. Comput Methods Programs Biomed, 2000. **62**(2): p. 77-86.
109. Dennis, D.A., et al., *In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique*. Clin Orthop, 1996(331): p. 107-17.
110. Lysholm, M. and K. Messner, *Sagittal plane translation of the tibia in anterior cruciate ligament-deficient knees during commonly used rehabilitation exercises*. Scand J Med Sci Sports, 1995. **5**(1): p. 49-56.
111. Bonato, P., et al., *EMG-based measures of fatigue during a repetitive squat exercise*. IEEE Eng Med Biol Mag, 2001. **20**(6): p. 133-43.
112. Yu, B., et al., *Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing*. J Orthop Res, 1997. **15**(3): p. 348-52.
113. Growney, E.S., et al., *Repeated measures of adult normal walking using a video tracking system*. Gait and Posture, 1997. **6**: p. 147-162.
114. Kanisawa, I., et al., *Weight-bearing knee kinematics in subjects with two types of anterior cruciate ligament reconstructions*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003. **11**(1): p. 16-22.
115. MacWilliams, B.A., et al., *Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion*. J Orthop Res, 1999. **17**(6): p. 817-22.
116. Torzilli, P.A., X. Deng, and R.F. Warren, *The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee*. Am J Sports Med, 1994. **22**(1): p. 105-12.
117. Zhang, L.Q., et al., *Six degrees-of-freedom kinematics of ACL deficient knees during locomotion-compensatory mechanism*. Gait Posture, 2003. **17**(1): p. 34-42.
118. Mahfouz, M.R., et al., *In vivo determination of knee kinematics in patients with a hamstring or patellar tendon ACL graft*. J Knee Surg, 2003. **16**(4): p. 197-202.
119. Yu, B., et al., *The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2000. **15**(6): p. 449-55.
120. Stuart, M.J., et al., *Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises*. Am J Sports Med, 1996. **24**(6): p. 792-9.
121. Piazza, S.J. and P.R. Cavanagh, *Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment*. J Biomech, 2000. **33**(8): p. 1029-34.
122. Newell KM, C.D., *Variability and Motor Control*. 1993, Champaign, IL: Human Kinetics Publishers.
123. Papadonikolakis, A., et al., *Compensatory mechanisms in anterior cruciate ligament deficiency*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2003. **11**(4): p. 235-43.
124. Brandsson, S., et al., *Kinematics and laxity of the knee joint after anterior cruciate ligament reconstruction: pre- and postoperative radiostereometric studies*. Am J Sports Med, 2002. **30**(3): p. 361-7.
125. Logan, M.C., et al., *Tibiofemoral kinematics following successful anterior cruciate ligament reconstruction using dynamic multiple resonance imaging*. Am J Sports Med, 2004. **32**(4): p. 984-92.
126. Slocum, D.B. and R.L. Larson, *Rotatory instability of the knee. Its pathogenesis and a clinical test to demonstrate its presence*. J Bone Joint Surg Am, 1968. **50**(2): p. 211-25.
127. Nordt, W.E., 3rd, et al., *The in vivo assessment of tibial motion in the transverse plane in anterior cruciate ligament-reconstructed knees*. Am J Sports Med, 1999. **27**(5): p. 611-6.
128. Freeman, M.A. and V. Pinskerova, *The movement of the knee studied by magnetic resonance imaging*. Clin Orthop, 2003(410): p. 35-43.
129. Tashman, S., et al., *Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction*. Am J Sports Med, 2004. **32**(4): p. 975-83.
130. Costigan, P.A., *Radial Torque of the Tibia During a Deep Knee Bend*. Biomechanics IX, Winter, David A. (ed), 1985.
131. Escamilla, R.F., *Knee biomechanics of the dynamic squat exercise*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(1): p. 127-41.

132. Escamilla, R.F., et al., *Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(9): p. 1552-66.
133. Ohkoshi, Y., et al., *Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position*. Am J Sports Med, 1991. **19**(6): p. 605-11.
134. Escamilla, R.F., et al., *A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths*. Med Sci Sports Exerc, 2001. **33**(6): p. 984-98.
135. Shoemaker, S.C. and K.L. Markolf, *In vivo rotatory knee stability. Ligamentous and muscular contributions*. J Bone Joint Surg Am, 1982. **64**(2): p. 208-16.
136. Eckhoff, D.G.e.a., *Variation in tibial torsion*. Clinical Anatomy, 1994. **7**: p. 76-79.
137. Diffrient, N., *Humanscale 7/8/9*. 1981, Cambridge, MA: MIT Press.

Annexes

Annexe 1 - Structure de standardisation

L'appareil de standardisation d'accroupissement doit avoir un maximum d'efficacité concernant la contrainte sélective du sujet. Ce dernier doit être complètement immobile dans le plan transverse mais doit pouvoir réaliser une flexion libre du genou.

Comme l'appareil doit aussi permettre d'ajouter et d'enlever du poids au sujet, nous avons opté pour un appareil à coulissement vertical puisqu'il est plus aisé de calculer une charge lorsqu'il n'y a pas de force dans le plan horizontal et que le mouvement se fait entièrement dans l'axe vertical.

Pour ce faire, nous avons séparé la conception de l'appareil en trois parties bien distinctes. Pour la première, il s'agit de la structure de base que nous appellerons le cadre. Cette partie est celle qui fait office d'assise afin de supporter l'ensemble de l'appareil.

La seconde partie est appelée harnais de contrainte. Cette partie doit faire en sorte que le sujet est dans l'impossibilité de réaliser tout mouvement du tronc tout en gardant un confort souhaitable puisque les sujets doivent rester contraints pendant plusieurs minutes.

Enfin, la dernière partie est le système de contrainte des pieds qui permet diverses positions des pieds. Le système permet d'élargir et d'avancer les pieds, de les positionner en dorsiflexion, en plantiflexion et en rotation interne ou externe.

Description du cadre

Le cadre est une structure rectangulaire composée de cornières de 1 1/2po (3,71cm) ayant une épaisseur de 1/4po (6,35mm) (figure1) d'acier roulé à froid (couleur rose).

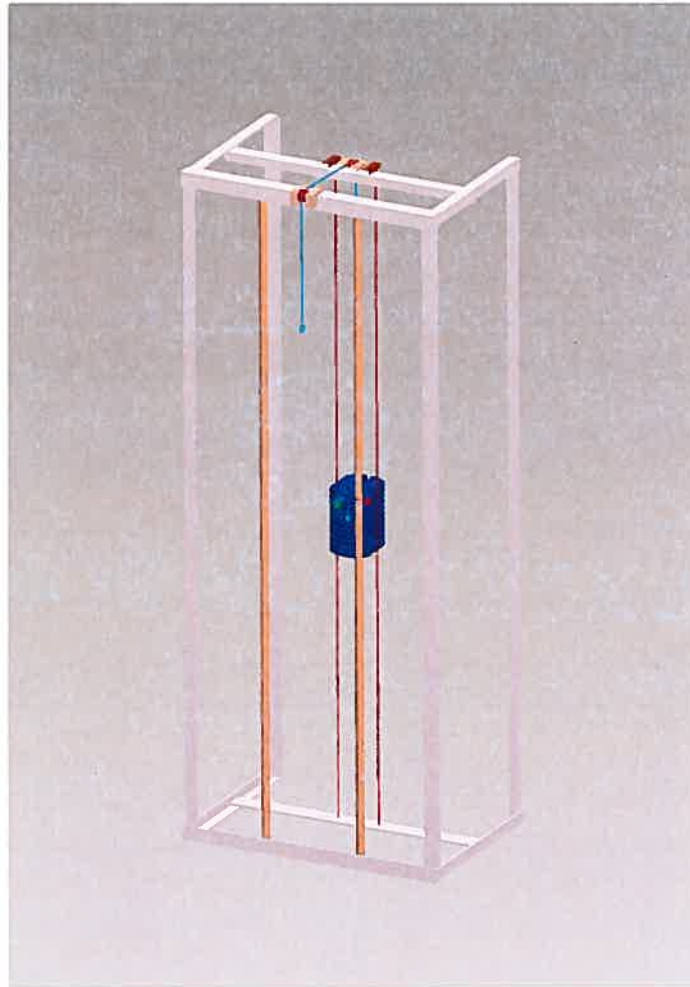


Figure 1

La structure rectangulaire simple permet alors une bonne stabilité lorsque l'appareil est adossé et boulonné à un mur. Les dimensions du cadre de 91po (2,31m) de hauteur par 24po (0,61m) de profondeur et 36po (0,91m) de largeur permettent de faire le mouvement avec l'ampleur souhaité tout en gardant au minimum la surface d'utilisation d'un laboratoire.

En couleur orange, il s'agit des barres de coulissement. Il s'agit de tiges d'acier poli de 1po (2,54cm), lesquelles sont parallèles et encastrées dans la structure afin de permettre le coulissement du harnais de contrainte.

Dans le haut de la structure du cadre (figure 2) se trouvent deux petites poulies spécialement machinées afin de prendre le moins d'espace possible en hauteur.

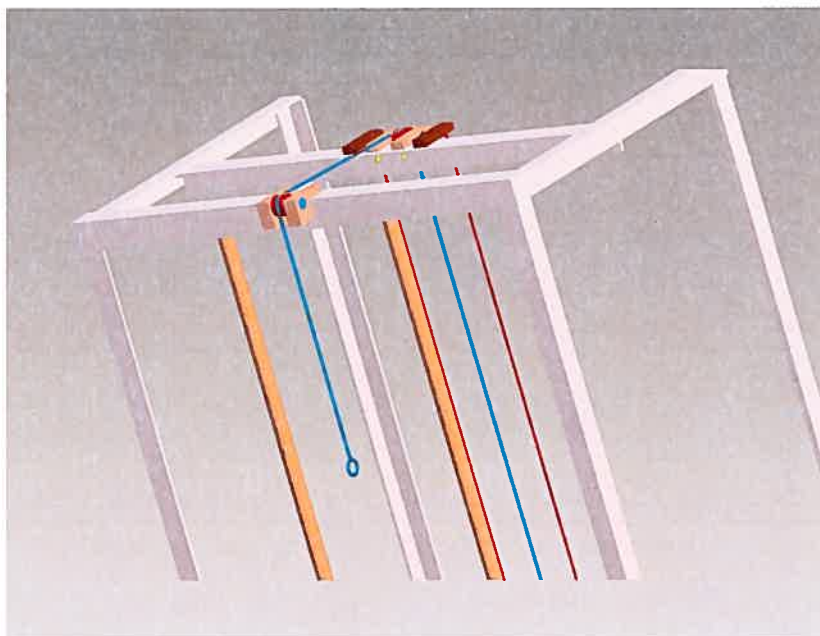


Figure 2

Ces poulies servent à permettre le coulisement du harnais, à l'aide d'un câble d'acier (bleu) de 3/16po (4,78mm), sur son crochet libre. À l'autre bout du câble, se trouve le système de contrepoids (figure 3).

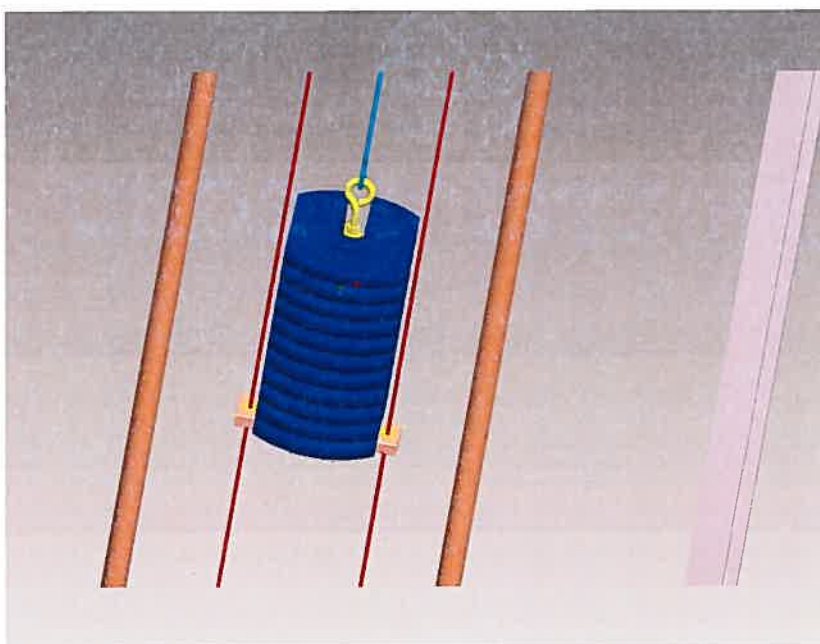


Figure 3

Par ailleurs, il est possible sur la figure 3 de distinguer 2 câbles d'acier (rouge) de 1/4po (3,18mm) qui servent de guide afin d'éviter que les contrepoids ne balancent librement. Dans les trous de guidage, il y a des insertions de polyéthylène de ultra haut poids moléculaire qui favorisent un glissement avec un minimum de friction afin d'éviter le plus possible un frottement métal-métal.

Description du harnais de contrainte

La conception du harnais doit favoriser la contrainte du tronc, du bassin et que de la tête et ainsi limiter le mouvement transversal au minimum. Nous avons décomposé le harnais en 4 sections bien distinctes. La première section est la tête, la seconde section les épaules, la troisième le tronc proprement dit et finalement, la quatrième, le bassin. Ces 4 sections sont assemblées sur une base puisque ces parties sont mobiles entre elles afin de s'ajuster aux diverses statures des sujets.

Base du harnais

La base du harnais se trouve à être le squelette sur lequel nous avons assemblé l'ensemble des pièces mobiles fonctionnelles qui constituent le harnais de contrainte proprement dit. À la figure 4 on peut distinguer en gris les 3 tubulures qui servent de support d'attaches des diverses composantes de contraintes. Ces tubulures ont été choisies puisque les différentes composantes sont attachées grâce à des attaches à serrage rapide standard (*quick clamp*). Puisque nous avons à minimiser le poids du harnais et maximiser la rigidité, nous avons opté pour l'aluminium 6061T6 qui offre toutes ces caractéristiques.

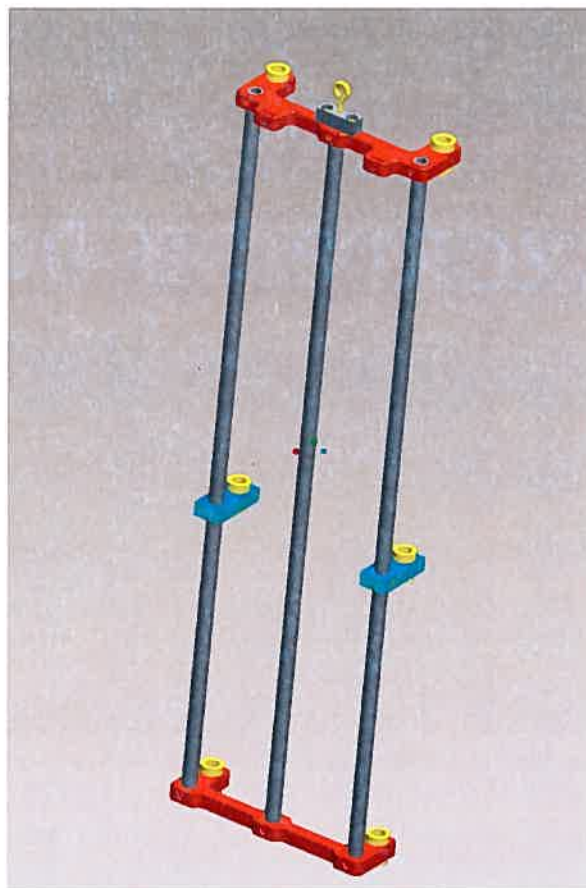


Figure 4

La pièce rouge au haut de la figure comporte le crochet d'attache qui permet de se fixer au câble bleu des figures 1 et 2. De plus, nous avons ajouté en jaune six roulements à billes qui permettent à la base du harnais de se déplacer sur les tiges oranges des figures 1 et 2 avec un minimum de friction. Les deux tubulures grises externes sont munies de pièces de support au milieu avec roulement à bille puisque nous voulions minimiser la flexion de la tubulure. Celle du milieu ne supporte presque aucun poids et sert principalement à permettre de modifier le positionnement des pièces mobiles du harnais.

Description de la tête

Première pièce mobile du harnais, il s'agit d'une simple planche de bois (MDF) qui sert d'appui-tête. Sur cette pièce que l'on peut voir à la figure 5, nous avons découpé et collé une rondelle de mousse à cellule ouverte nommée néoprène© pour maximiser le confort du sujet. Sur la figure,

les 4 fentes aux côtés de la rondelle servent à installer des sangles afin de maintenir la tête en position fixe.

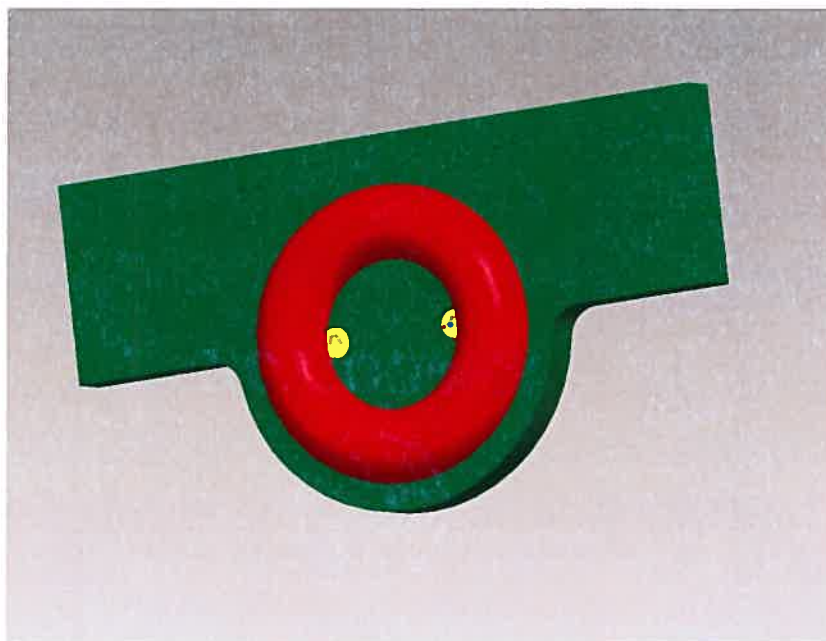
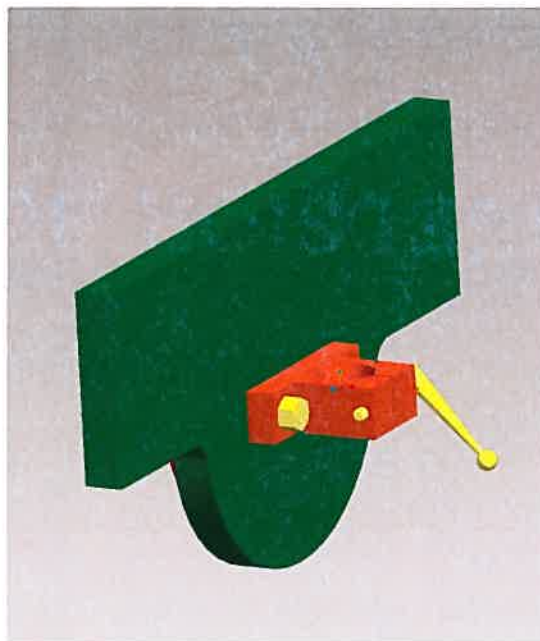


Figure 5

Au dos de la pièce (figure 6), une attache à serrage rapide permet de déplacer facilement l'appui tête sur la tubulure grise centrale de la figure 4 et ainsi permettre un ajustement parfait aux mensurations de chaque sujet.



. Figure 6

Description des épaules

La deuxième pièce mobile est celle des épaules. Cette partie permet de fixer la partie haute du tronc et à la fois positionner l'ensemble du corps sur l'appareil. Une fois les épaules bien ancrées, le sujet a alors une grande partie du corps immobile, ce qui facilite alors la contrainte complète du sujet. Comme le sujet a à pousser et à tirer sur le harnais puisqu'il doit réaliser un mouvement d'accroupissement translatore de haut en bas et de bas en haut, il est essentiel de bâtir une pièce rigide qui fait en sorte que le harnais reste bien ajusté au corps et suit le mouvement parfaitement. Ainsi, à la figure 7, on observe en doré le support des épaules avec un angle de 30° de chaque côté qui incite le sujet à rester bien en place. Cet angle tente de minimiser les mouvements de côté tout en favorisant un confort des trapèzes du sujet. Les pièces de couleur argent et bronze sont en aluminium 6061T6 de 3/4po (1,91cm) qui offre rigidité et légèreté. De plus, nous avons perforé l'ensemble des pièces afin d'obtenir un minimum de poids. En bleu pâle, il s'agit de simples bretelles de sac à dos qui épousent parfaitement n'importe quel corps lorsqu'elles sont adéquatement ajustées.

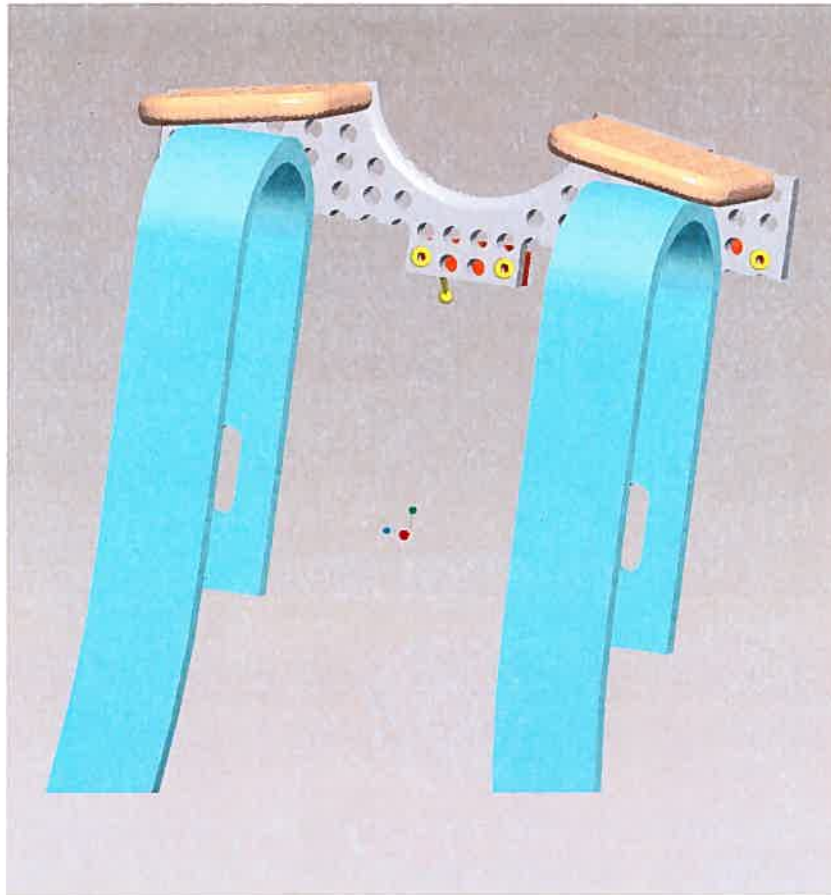


Figure 7

À la figure 8, on distingue une vue arrière du système d'épaule. Comme ce dernier est très sollicité, nous avons mis en place 3 systèmes de serrage rapide (*quick clamp*) plutôt qu'un seul afin d'assurer une bonne stabilité.



Figure 8

Description de l'appui dorsal

Troisième pièce mobile, l'appui dorsal est nécessaire au confort du sujet dans la position contrainte. Les bretelles de sac à dos sont fixées à sa base inférieure pour permettre l'ajustement. Comme la figure 9 le démontre, l'appui en vert est un morceau de bois (MDF) machiné pour obtenir un rayon de 254 mm, cette mesure étant la courbe moyenne du dos autant chez l'homme que chez la femme [130]. Les tiges bleues sont des tiges d'acier à ressort (*spring steel*). Ces dernières servent à supporter le sujet au niveau de l'omoplate puisqu'il y a entre le support dorsal et le support des épaules un trou à combler. Grâce aux bretelles de sac à dos qui descendent suffisamment bas, nous avons ajouté une bande de *velcro*® sur ces tiges et sur les bretelles afin de pouvoir les ajuster rapidement selon le confort du sujet. Le dos de la pièce à la figure 10 montre qu'une seule attache à serrage rapide (*quick clamp*) est nécessaire pour le déplacement et l'ajustement vertical en fonction du sujet.



Figure 9

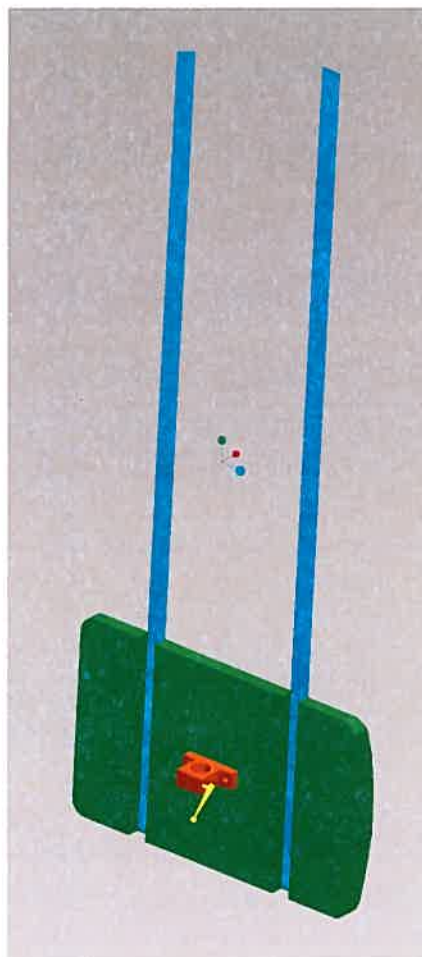


Figure 10

Description de la pièce de contrainte du bassin

Cette partie du harnais en est la seule composante fixe du fait de son importance dans la stabilisation du bassin. La figure 11 en montre la réalisation. Il s'agit d'un banc moulé en fibre de verre (partie bleue) dont nous avons découpé la forme afin de donner le plus grand confort au sujet tout en évitant de nuire au mouvement libre de la hanche. Une pièce d'aluminium rectangulaire vient solidifier le dessous et rigidifier le banc qui avait tendance à plier sous le poids du sujet. À la figure 11, on voit une pièce d'aluminium derrière le banc que nous avons fait machiner. Cette pièce a pour fonction d'accrocher le banc sur les tubulures de la figure 4. Enfin, on perçoit mieux la pièce rectangulaire qui sert à empêcher le banc de plier, mais aussi de pivoter vers l'avant sous le poids du sujet. En rose, il s'agit d'une ceinture de sac à dos de haute

qualité que nous avons fixé au banc. Grâce à un serrage adéquat, le bassin est maintenu en place contre le banc moulé.

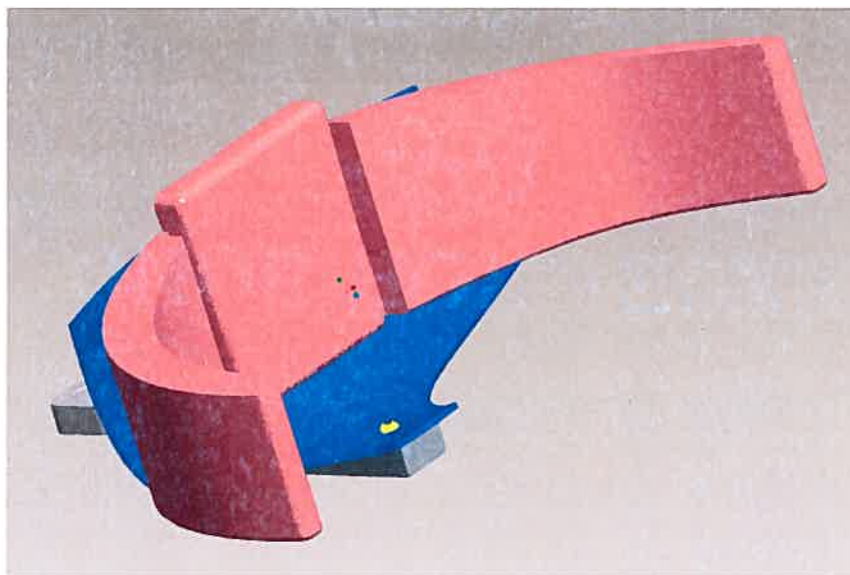


Figure 11

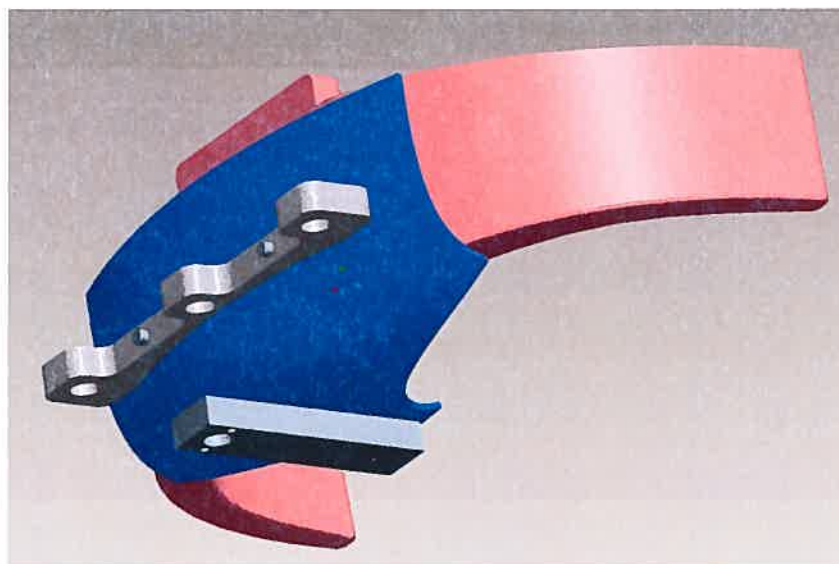


Figure 12

Vue d'ensemble du harnais

Il est important, afin de bien visualiser l'appareil, d'avoir une vue d'ensemble du harnais. Aux figures 13 et 14 on aperçoit la base du harnais supportant l'ensemble des pièces. La base est elle-même fixée sur les tiges de coulissement du cadre et est accroché au câble d'acier. On peut voir qu'à l'autre extrémité du câble se trouvent les contrepoids qui servent à maintenir le harnais en équilibre. Voici maintenant une description sommaire de chacune des composantes du harnais, de bas en haut. Il s'agit également des étapes chronologiques que nous suggérons de suivre lors de l'installation d'un sujet dans la structure de standardisation :

1. L'appui fessier est fixé complètement en bas et non mobile afin de contraindre le bassin. Cette pièce est la première du harnais. Le sujet doit s'asseoir en premier lieu sur cette partie et être sanglé en place;
2. L'appui dorsal, pièce ajustable, sur lequel le sujet ne fait que s'adosser;
3. L'appui des épaules est la seconde pièce ajustable venant juste au dessus de l'appui dorsal. On distingue bien comment les bretelles servent à maintenir les épaules en place, mais aussi comment elles servent d'appui pour le haut du dos sur les barre d'acier à ressort de l'appui dorsal.
4. L'appui-tête vient en dernier. Cette pièce, comme les deux précédentes, est ajustable verticalement pour un maximum de confort. Les sangles (n'apparaissant pas sur le dessin) font en sorte qu'une fois attachée, la tête ne peut plus bouger.



Figure 13

rails permettant l'élargissement et l'avancement des pieds sur lequel vient s'ancrer le premier système.

Système de fixation des pieds

Le défi de cette conception est de correspondre aux spécifications dans un minimum d'espace et que l'utilisateur soit capable d'ajuster rapidement la position des pieds tout en les contraignant parfaitement.

À la figure 15, il est possible sur les pièces vertes et la pièce bleue de voir quelques fentes machinées. Ces fentes servent à recevoir les systèmes de sangles qui permettent de maintenir en place le pied. Comme système de sangles, plusieurs choix s'offraient à nous. Nous avons opté pour un système de fixation pour planche à neige (pas sur le dessin). Le système de planche à neige avait pour avantage d'être facile à installer, facile d'utilisation, efficace et peu dispendieux.

Pour obtenir les angles de rotation interne et externe, nous avons développé une base pivotante, visible à la figure 15. Cette base (pièce #1 sur le dessin) permet de pivoter de +/- 90° de gauche à droite. Lorsque l'angle désiré est sélectionné sur la base fixe, laquelle a une incrémentation aux 10 degrés (pièce #3), il s'agit de visser la vis de positionnement (pièce #2) ce qui rigidifie la position .

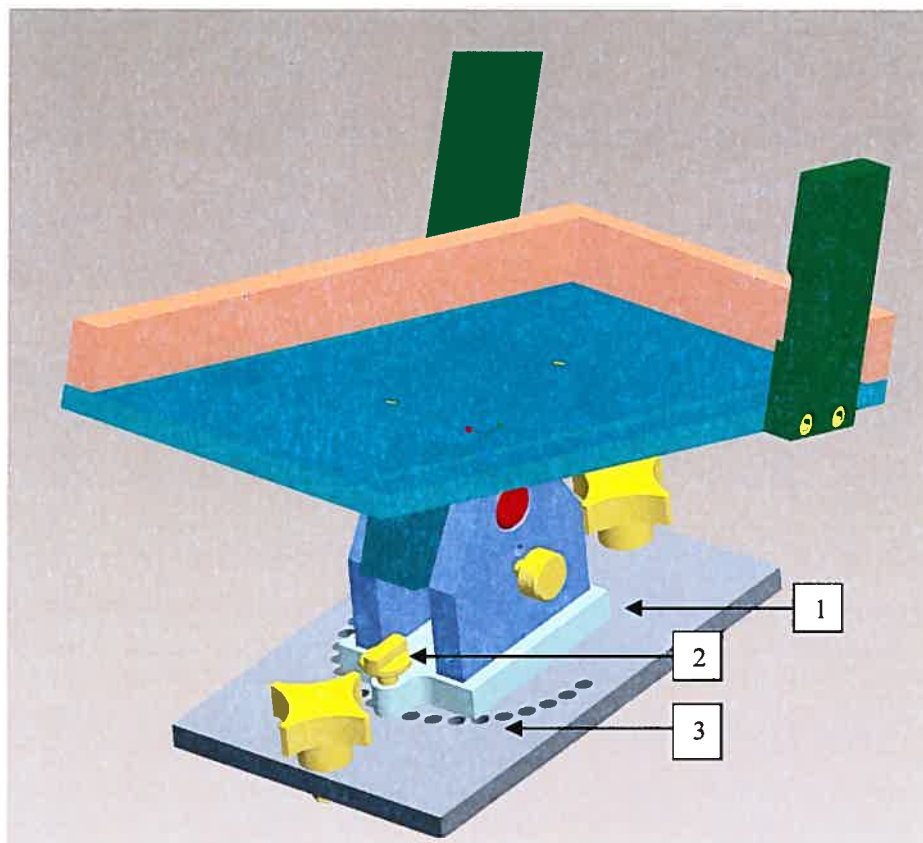


Figure 15

Pour ce qui est du système de pivot avant et arrière permettant la dorsiflexion et la plantiflexion de la cheville, un principe semblable au précédent a été développé. À la figure 16, on peut voir une base fixe (pièce #4) et une base pivotante (pièce #5). Lorsque l'angle désiré est sélectionné, il s'agit de visser la vis de positionnement (pièce #6) et ainsi fixer la flexion des pieds.

On peut observer un second trou sur la base fixe au dessus de la vis de positionnement. Comme nous devons avoir une incrémentation de 10 degrés dans un espace trop restreint, nous avons dû alors développer et fabriquer un système qui permet de réaliser cette incrémentation.

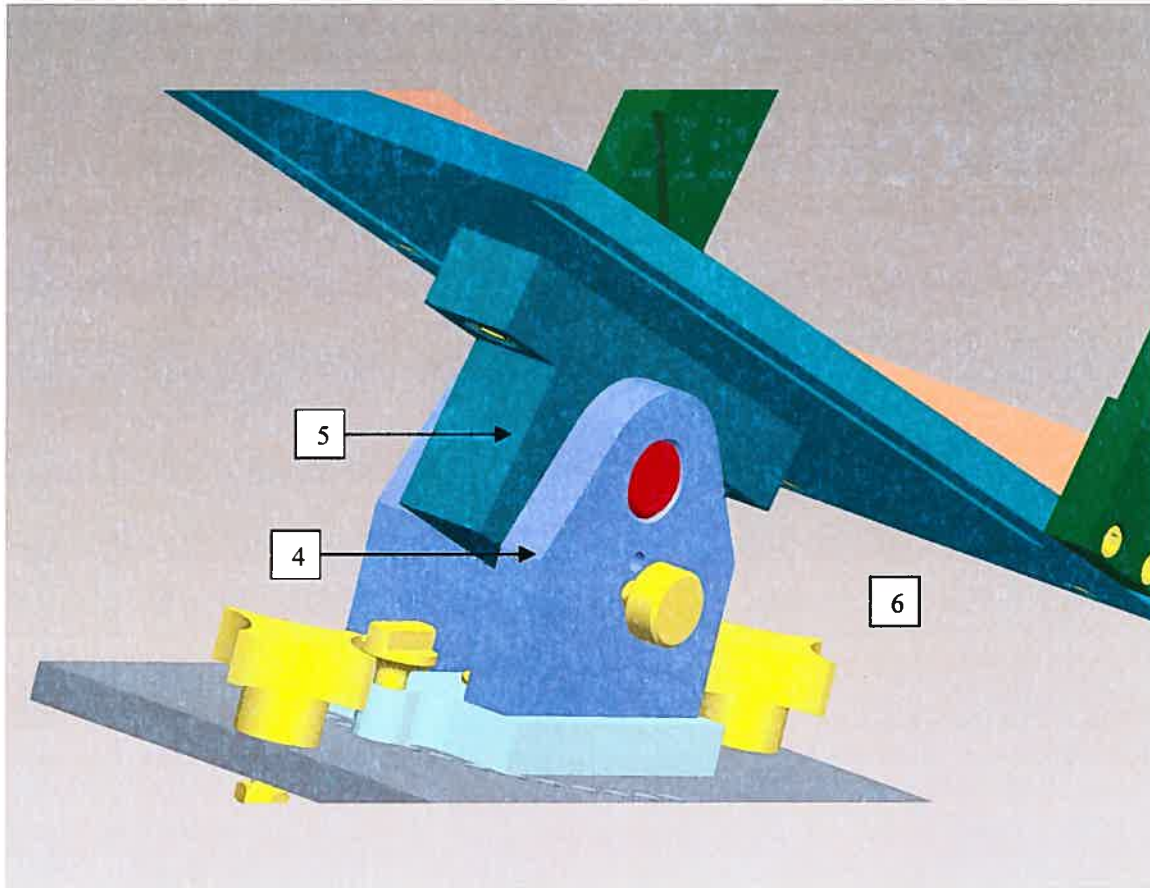


Figure 16

À la figure 17, il est possible d'observer un agrandissement de la pièce #5 de la figure 16. On peut voir que la pièce contient de multiples trous intercalés les uns les autres sur deux niveaux. Ainsi, au centre au niveau inférieur, si nous insérons la vis de positionnement, nous obtenons alors la position 0 degré. En changeant de niveau et en entrant la vis de positionnement dans le premier trou du niveau supérieur vers la droite ou vers la gauche, nous obtenons précisément vers l'avant ou vers l'arrière un angle de pivot de dix degrés. En redescendant la vis de positionnement au premier niveau, mais dans le deuxième trou vers la gauche ou vers la droite, nous obtenons précisément 20 degrés de pivot avant ou arrière et ainsi de suite. Ainsi, nous pouvons obtenir un positionnement fixe de +/- 60 degrés avec une incrémentation de dix degrés.

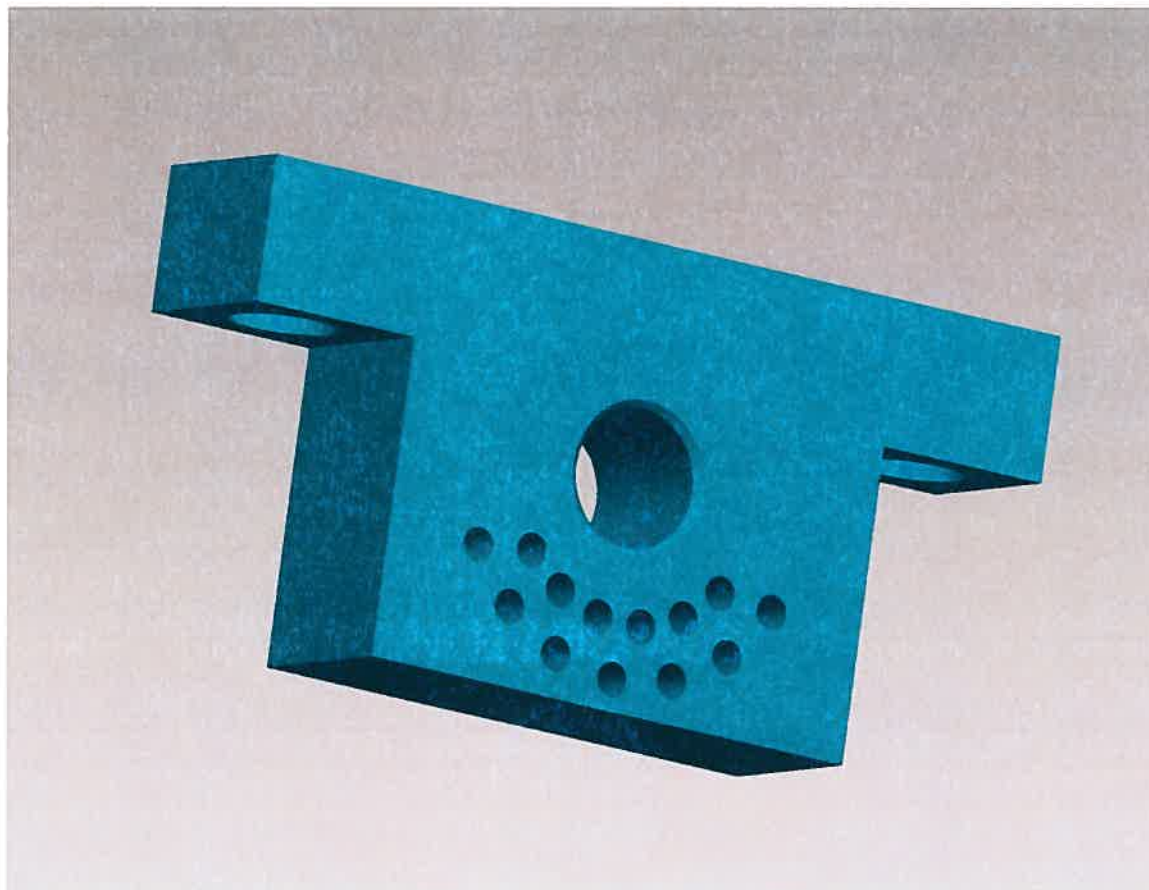


Figure 17

Systeme de rails

Le but du système de rails est de facilement avancer et élargir les pieds avec une incrémentation aux centimètres. Ainsi, à la figure 18, on peut observer deux types de rails : deux petits et deux gros.

Les petits rails sont fixés au sol et servent de base. Ces rails ont des rainures en T inversé en leur centre. Les rails plus larges sont fabriqués sous le même principe que les petits avec rainure en T inversé. Les poignées peuvent être serrées et desserrées, ce qui permet le glissement des gros rails sur les petits et ainsi assure la possibilité d'écarter les pieds selon les spécifications souhaitées par l'utilisateur. Chaque rail affiche une graduation au centimètre.

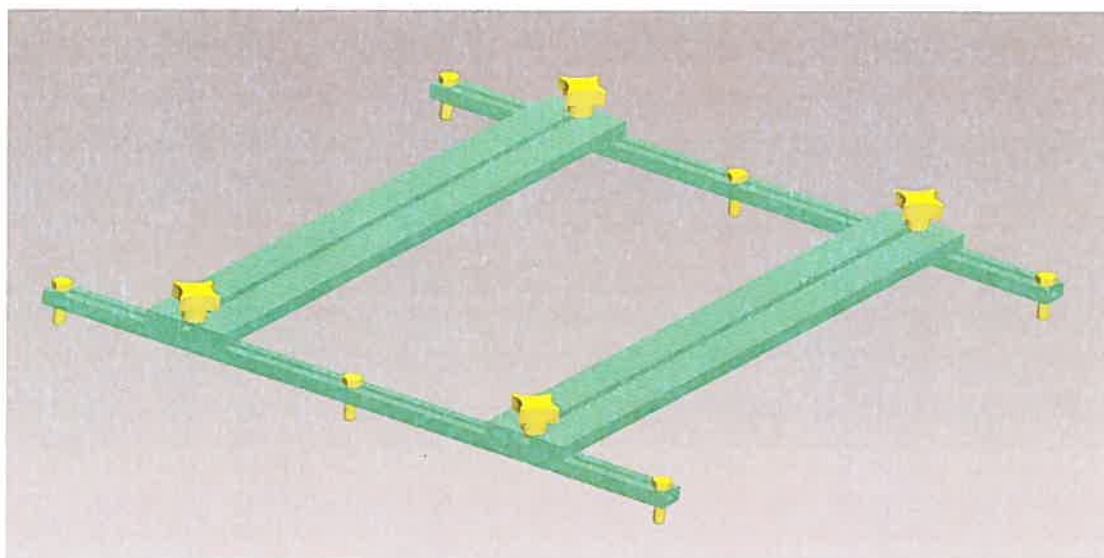


Figure 18

Le large rail, grâce à sa rainure en T, accueille le système de fixation des pieds, comme le démontre la figure 19. Les poignées jaunes maintiennent la position une fois serrées.

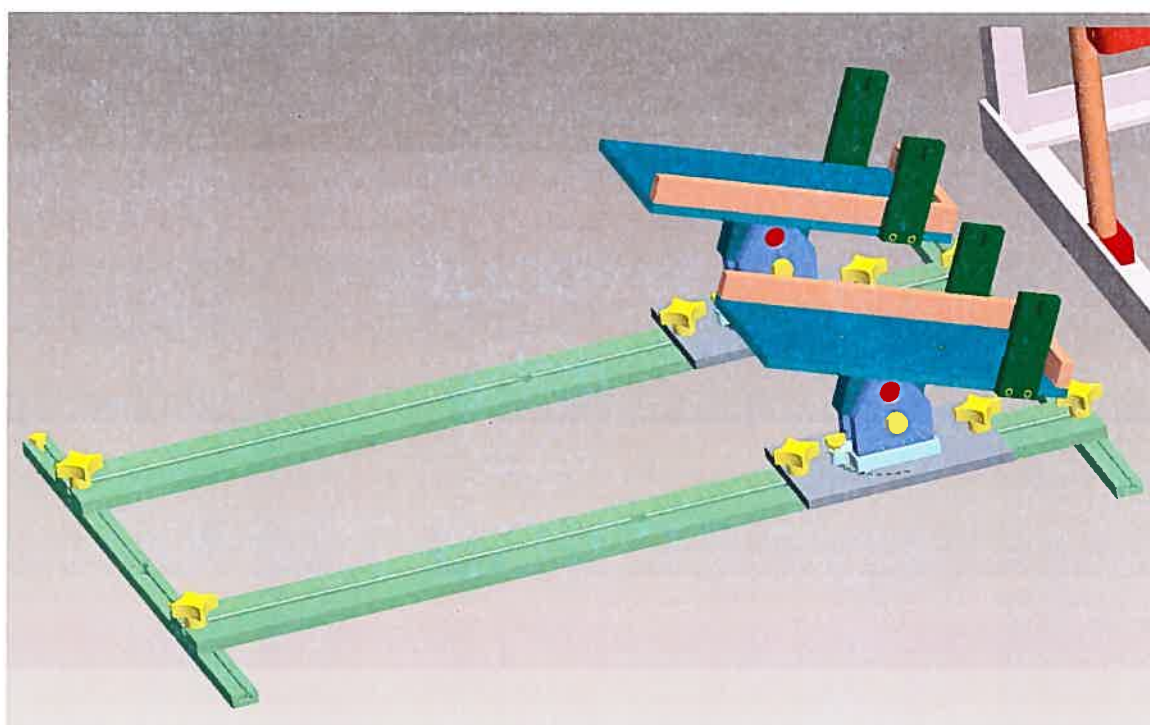


Figure 19

Vue d'ensemble

La description ci haut présente l'appareil en ces détails, mais n'offre pas une vue d'ensemble parfaite. Ainsi, pour terminer la description de la conception, nous offrons aux figures 20 et 21 une vue en plongée et une vue de face des dessins de l'assemblage final de l'appareil d'accroupissement standardisé et ce à quoi il doit ressembler. À la figure 22, il s'agit d'une photo de l'appareil une fois bâti.

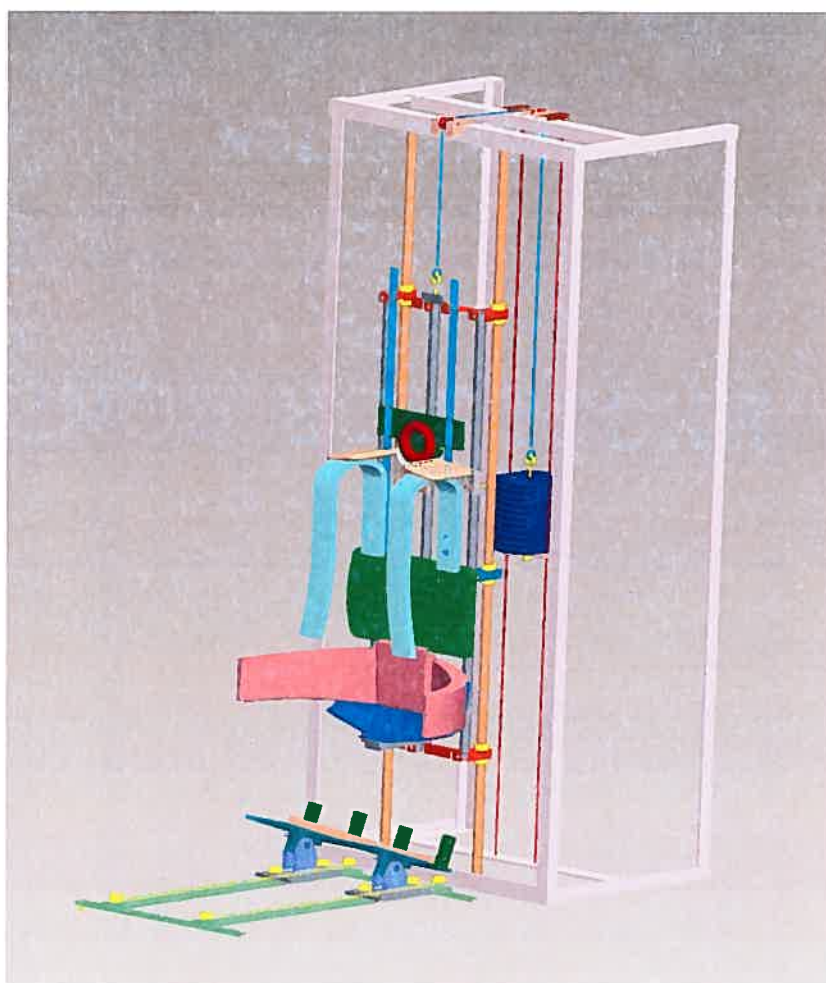


Figure 20

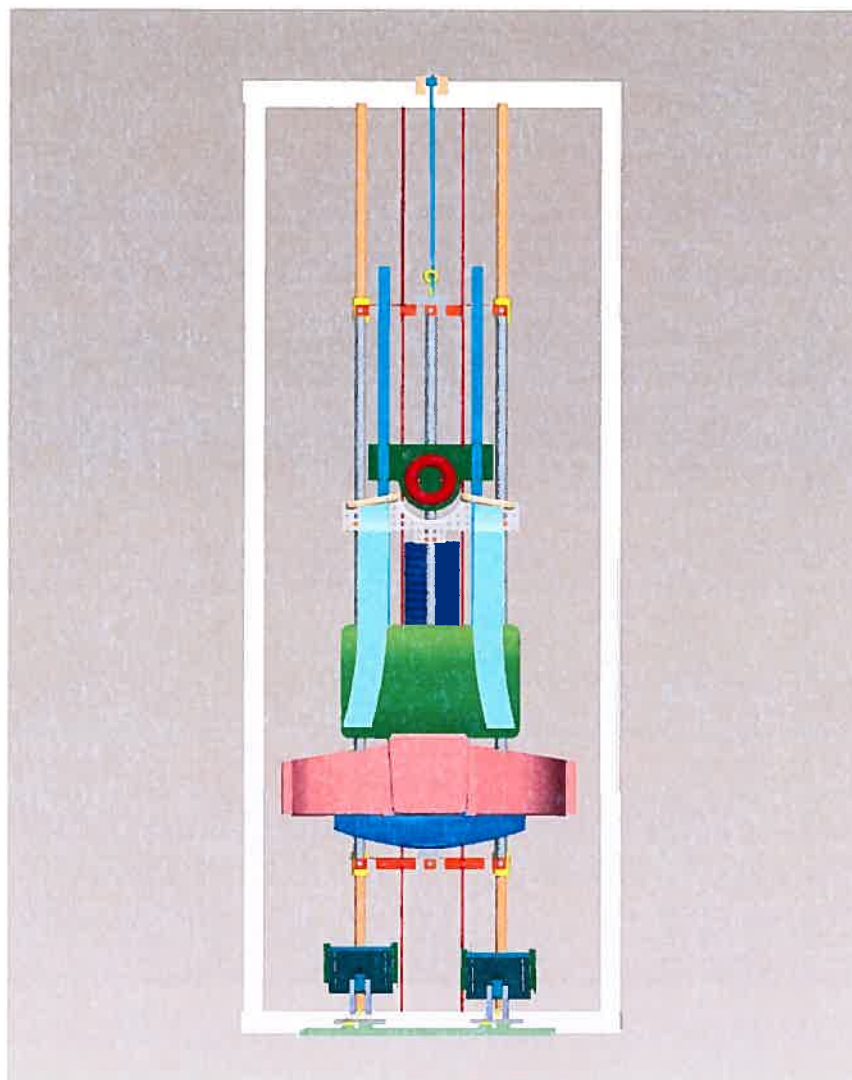


Figure 2/

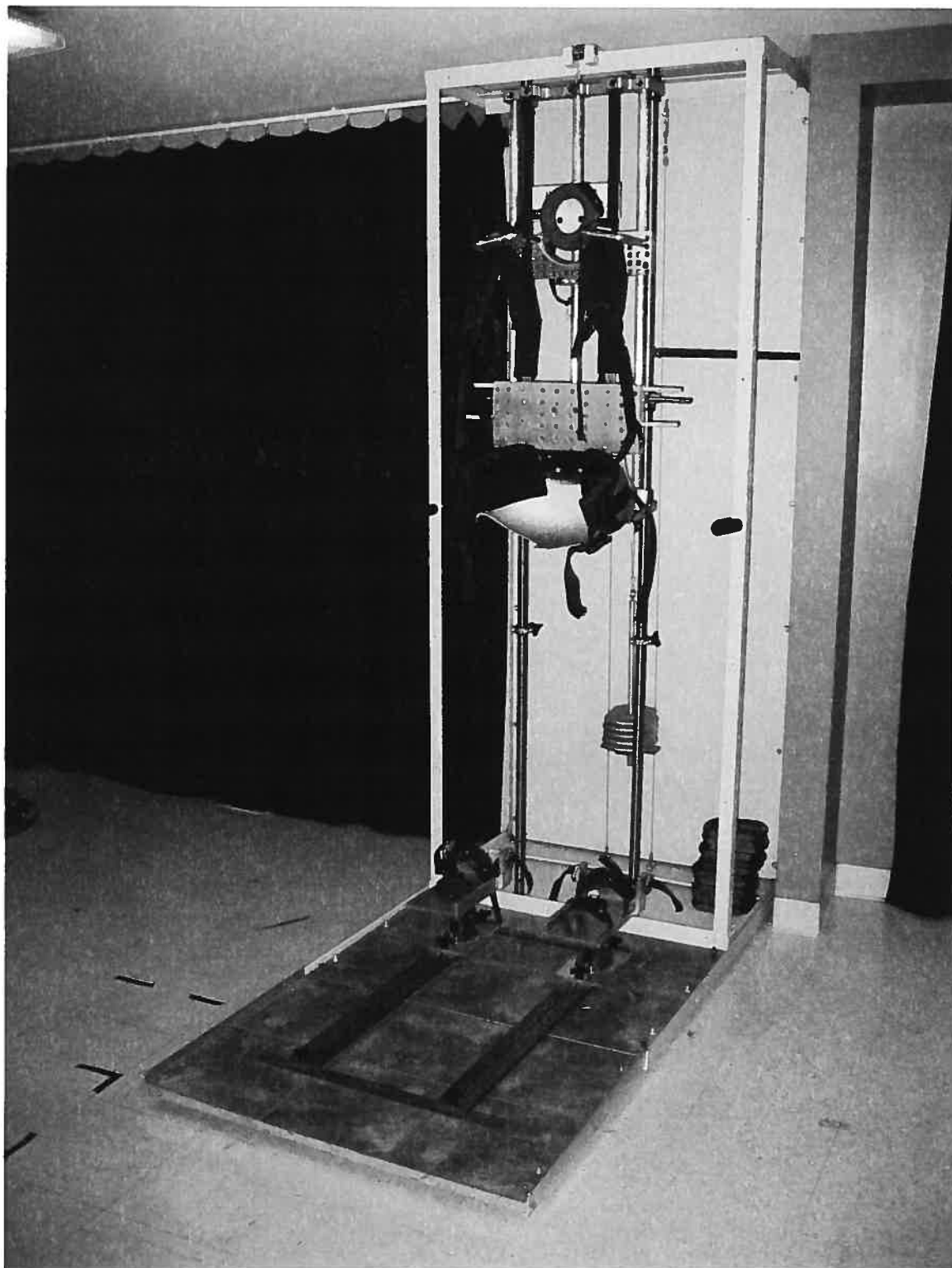


Figure 22

Annexe 2 : Questionnaire sur les antécédents médicaux pertinents

(N.B. Documents originaux en format Excel)

Sujet numéro	
Date	

Antécédents

Fracture	
Date	
Type	
Circonstances	
Traitement	
Difformité résiduelle?	
Dysfonction attribuable?	

Entorse	
Date	
Type	
Circonstances	
Traitement	
Douleur et laxité résiduelles?	
Dysfonction attribuable?	

Blessure méniscale	
Date	
Type	
Circonstances	
Méthode diagnostique	
Traitement	
Douleur résiduelle?	
Blocage?	

Arthrite (inflammatoire/dégénérative/infectieuse)	
Malformation congénitale	
Type	

Traitement	
Fonction actuelle (limitation?douleur?boiterie?)	

Pathologie de la hanche (glissement tête fémorale, Legg-Calvé-Perthes, ...)	
Type	
Traitement	
Fonction	

Syndrome de surutilisation (tendinite, bursite, périostite, ...)	
Date	
Type	
Traitement	
Fonction	

Pathologie neuromusculaire	
Type	
Traitement	
Déficit fonctionnel	

Niveau d'activité

Nombre hebdomadaire de séances d'activité physique	
Durée moyenne de chaque séance	
Type d'activité	
Symptômes inconfortants lors de l'activité?	
Type	
Circonstances d'apparition s'il y a lieu	

Annexe 3 : Examen physique

(N.B. Documents originaux en format Excel)

Sujet	
Date	

mesures anthropométriques

Poids (kg)		
Taille (m)		
Distance inter-acromiale (largeur épaules)(cm)		
Longueur des membres inférieurs (ASIS - maléole externe) (cm)		
Distance pointe grand trochanter - sol (cm)		
Longueur du fémur (pointe du grand trochanter - bordure latérale condyle externe)(cm)		
Masse musculaire	cuisse (circonférence à 10 cm du pôle supérieur de rotule). DROITE	
	cuisse (circonférence à 10 cm du pôle supérieur de rotule). GAUCHE	
	mollet (circonférence à 15 cm de l'apex de rotule). DROITE	
	mollet (circonférence à 15 cm de l'apex de rotule). GAUCHE	
Indice de masse corporelle (doit se situer entre 20 et 25)		
Hyperlaxité		
Morphotype		

Positionnement des pieds

Écartement dans l'appareil (cm)		0
Écartement hors de l'appareil (cm)	(fonction selon largeur épaules, correspond à la distance entre l'intérieur des talons)	-5
Avancement des pieds (cm)		0

Genou

Debout immobile

Alignement des membres inférieurs	valgum (plus de 9 cm entre les maléoles internes)
	varum (plus de 4 cm entre les condyles fémoraux internes)

	position des pieds (angle entre le 2e rayon et le plan saggital (N entre 12 et 18 de
Position rotule	interne
	externe
	haute (Camel sign)
Anomalie de contour	kyste de Baker
	kyste méniscal
Autres	

Assis bord de table

Droite

Alignement jambe (angle de Fick, N 12-18 deg)		
Position rotule	in	
	out	
	haute	
Anomalie de contour	Osgood-Schlatter	
	Bursite ansérine	
Flexion-extension active	anomalie tracking rotule (J sign)	
	crépitements fémoro-patellaires	
	extension lag	

Décubitus dorsal

Droite

Épanchement		
Douleur à palpation	pôle supérieur rotule	
	pôle inférieur rotule	
	tubérosité tibiale	
	condyle fémoral interne	
	condyle fémoral externe	
	interligne interne	
	interligne externe	
	ligament collatéral interne	
	ligament collatéral externe	
	patte d'oie	
Rotule	angle Q (N 13 deg (H), 18 deg (F))	
	douleur à palpation face postérieure rotule	côté interne

Mouvements passifs	côté externe	
	grind test	
	test d'appréhension	
	laxité latérale (de 1 à 5)	
	flexum	
	flexion maximale	
	recurvatum	
	plica test	
	syndrome bandelette	
	McMurray	douleur interne
		déclic interne
		douleur externe
		déclic externe

Stabilité ligamentaire (gradée de 0 à 2)

		Droite
stabilité uniplanaire médiale	valgus en extension	<input type="checkbox"/> ▼
	valgus à 20 deg flexion	<input type="checkbox"/> ▼
stabilité uniplanaire latérale	varus en extension	<input type="checkbox"/> ▼
	varus à 20 deg flexion	<input type="checkbox"/> ▼
stabilité uniplanaire antérieure	tiroir antérieur	<input type="checkbox"/> ▼
	Lachman	<input type="checkbox"/> ▼
stabilité uniplanaire postérieure	posterior sag/Godfrey	<input type="checkbox"/> ▼
	step-off test	<input type="checkbox"/> ▼
	tiroir postérieur	<input type="checkbox"/> ▼
stabilité rotatoire antéromédiale	Slocum 2e partie (pied à 15 deg rot.externe)	<input type="checkbox"/> ▼
stabilité rotatoire antérolatérale	Slocum 1e partie (pied à 30 deg rot.interne)	<input type="checkbox"/> ▼
	pivot shift	<input type="checkbox"/> ▼
stabilité rotatoire postéromédiale	tiroir postérieur de Hughston (avec pied en rot. interne)	<input type="checkbox"/> ▼
stabilité rotatoire postérolatérale	tiroir postérieur de Hughston (avec pied en rot. externe)	<input type="checkbox"/> ▼
	test recurvatum - rot. externe	<input type="checkbox"/> ▼
	Loomer's test (rotation externe excessive)	<input type="checkbox"/> ▼

Hanche

Amplitudes articulaires - Décubitus dorsal

		Droite	Gauche
flexum (test Thomas)			
flexion (N 110-120 deg)			
rotation avec hanche à 90 deg	Interne (N 40)		
	Externe (N 45)		
abduction / adduction	Abduction (N 40)		
	Adduction (N 30)		

Amplitudes articulaires - Décubitus ventral

extension (N 10-15 deg)			
rotation avec hanche à 0 deg	Interne (N 40)		
	Externe (N 45)		

Cheville

		Droite	Gauche
Alignement arrière-pied			
Gonflement	<input type="checkbox"/> Tendon d'achille		
Douleur à palpation	<input type="checkbox"/> Insertion tendon d'achille		
	<input type="checkbox"/> Ligament deltoïde		
	<input type="checkbox"/> Maléole interne		
	<input type="checkbox"/> Maléole externe		
	<input type="checkbox"/> Ligament péronéo-astragalien antérieur		
	<input type="checkbox"/> Ligament péronéo-calcaneen		
	<input type="checkbox"/> Ligament péronéo-astragalien postérieur		
	<input type="checkbox"/> Ligament interosseux antérieur		
Amplitude articulaire	Flexion plantaire (N 50 deg.)		
	Flexion dorsale (N 20 deg.)		

	Supination (N 45-60 deg.)	
	Pronation (N 15-30 deg.)	
Stabilité	Tiroir antérieur	

Annexe 4 : Formulaire de consentement

FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT

ÉVALUATION DE LA CINÉMATIQUE TRIDIMENSIONNELLE DU GENOU LORS D'UN ACCROUPISEMENT STANDARDISÉ

RESPONSABLE : Jacques A. de Guise

Professeur

Département de génie de la production automatisée
École de technologie supérieure

Directeur

Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO)
Centre de recherche du CHUM – Hôpital Notre-Dame
2099, rue J.A. de Sève, local : Y-1615
Montréal (Québec) H2L 2W5

CHERCHEUR PRINCIPAL : Frédéric Lavoie

Médecin Résident

Programme d'Orthopédie Édouard-Samson (POES)
Université de Montréal

Étudiant

Maîtrise en Sciences Bio-Médicales
Université de Montréal

CHERCHEUR ASSOCIÉ : Nicolas Duval

Chirurgien Orthopédiste

Hôpital Métropolitain de Montréal

Chercheur Associé

Laboratoire de recherche en imagerie et orthopédie (LIO)
Centre de recherche du CHUM – Hôpital Notre-Dame

CHERCHEUR ASSOCIÉ : Martin Laplante

Ingénieur Mécanique et Étudiant à la Maîtrise

École de Technologies Supérieures (ÉTS)

COMMANDITAIRES :

- Instituts canadiens de recherche en santé (IRSC) par l'entremise du Programme MENTOR
- Fondation de Recherche et d'Éducation en Orthopédie de Montréal (FRÉOM)

Préambule

On vous demande de participer à titre de sujet à un projet de recherche sur les mouvements des genoux en trois dimensions. Avant d'accepter de participer à ce projet, veuillez prendre le temps de lire et de comprendre les renseignements qui suivent. Le présent document peut contenir des termes que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions que vous jugez utiles au chercheur et à ses adjoints et à leur demander de vous expliquer les éléments qui ne sont pas clairs.

But de l'étude

L'étude vise à démontrer la reproductibilité d'une nouvelle méthode d'évaluation des mouvements tridimensionnels du genou. On cherche également à dégager un patron cinématique typique à l'intérieur de la population étudiée. Finalement, on cherche à faire ressortir la différence entre un genou sain et un genou dont le ligament croisé antérieur (LCA) est blessé, au niveau des mouvements tridimensionnels.

Procédure

Évaluation clinique

Lors de son entrée dans l'étude, chaque sujet remplit un questionnaire portant sur les antécédents de pathologies des membres inférieurs et des traitements employés.

Le jour de la séance d'évaluation, l'investigateur principal procède à un examen objectif des membres inférieurs du sujet avec emphase sur les genoux. On cherche à identifier toute pathologie ou tout malalignement des membres inférieurs par les modalités d'inspection et de palpation. Les amplitudes articulaires des hanches, genoux et chevilles seront notées. Des épreuves de laxité des genoux sont réalisées afin de vérifier l'intégrité des ligaments collatéraux et des ligaments croisés. On évalue les ménisques par la manœuvre de MacMurray. L'examen se termine par la collection de valeurs anthropométriques comme la taille, le poids et diverses mesures de longueur et de circonférence des membres inférieurs.

Si un problème nécessitant une attention médicale est détecté lors de cette évaluation, le sujet est dirigé vers des ressources appropriées.

Acquisition de la cinématique

La séance commence par une période d'échauffement de dix minutes sur vélo stationnaire suivi d'exercices d'étirement des muscles de la cuisse.

Un système d'attache en plastique est ensuite installé sur chacun des genoux. L'appareil est fixé par deux appuis en plastique sur les condyles du fémur (os de la cuisse). Une lanière autour de la cuisse et deux lanières autour de la jambe assurent la stabilité du système d'attache. Aux points de contacts entre les appuis et la peau de la jambe, il y a un coussin de mousse d'environ 2 mm pour rendre plus confortable le port de l'appareil. Les lanières s'attachent grâce à un système de *VELCRO*. Le poids total de l'appareil ne dépasse pas 500 grammes.

Des capteurs de mouvements sont installés sur les systèmes d'attache, permettant d'enregistrer le mouvement des os pendant la flexion du genou. Pour pouvoir représenter le mouvement de façon précise, il est nécessaire de procéder à un calibrage. Le calibrage consiste à pointer plusieurs endroits sur le genou avec un pointeur muni lui aussi d'un capteur de mouvement et à effectuer des mouvements simples de flexion/extension du genou et des mouvements de circumduction de la hanche (faire des cercles avec le pied en gardant le genou en extension). Cette procédure de calibrage peut durer une dizaine de minutes et demande que le sujet soit immobile.

Une fois l'installation et le calibrage terminés, on demande au sujet d'effectuer des gestes d'accroupissement libres, i.e. hors de la structure de guidage du mouvement présentée plus bas. Les pieds sont placés à la largeur des épaules et orientés à 10 degrés de rotation externe. Le sujet réalise d'abord une dizaine de répétitions pour s'habituer au geste demandé, i.e. une flexion de 0 à 60 degrés à une cadence régulière guidée par un métronome. Lorsque le geste est jugé adéquat par l'examineur, le sujet procède à une série de dix accroupissements pendant laquelle la cinématique des deux genoux est enregistrée simultanément.

Après ces accroupissements libres, le sujet est positionné dans la structure de standardisation du geste d'accroupissement. Ceci implique l'appui du dos contre une surface dont la configuration épouse la forme du dos. De nombreux appuis réglables sont ajustés de façon à ce qu'aucun mouvement ne soit possible pour le tronc, la tête et les bras. Toutes les composantes rigides en contact avec le sujet sont recouvertes d'un rembourrage ferme.

L'ensemble des pièces immobilisant le bassin se déplace le long d'un axe vertical, contrôlant ainsi les mouvements du tronc lors du geste d'accroupissement. Les pieds du sujet, quant à eux, reposent non chaussés sur une plate-forme rigide et sont immobilisés par des plaques ajustables rembourrées ainsi qu'une courroie. La position des repose-pieds est ensuite ajustée selon un protocole pré-établi. Le positionnement dans la structure de stabilisation étant terminée, le sujet procède à la réalisation de quelques accroupissements de pratique pendant lesquels l'examineur s'assure du respect de l'amplitude de flexion (0 à 60 degrés) et de la cadence. Commencent alors les séries d'accroupissements enregistrés. La première série s'effectue avec les pieds en rotation externe de 10 degrés. Chaque série de dix accroupissements est séparée de deux minutes de la précédente, moment de repos pour le sujet pendant lequel on procède aux modifications des conditions de réalisation du geste. Ces modifications concernent la position des pieds et la quantité de mise en charge. Diverses configurations de rotation interne-externe, de position antéro-postérieure (avant-arrière) et d'écart des pieds seront testées dans une succession aléatoire. Les variations de mise en charge suivront celles de position et consisteront au soulagement du sujet de 25% de son poids puis à l'ajout d'une charge supplémentaire équivalente à 25% de son poids. Ces modifications de charge sont transmises au sujet par la structure de stabilisation du tronc. Les pieds seront positionnés selon la configuration initiale lors des accroupissements réalisés avec une charge modifiée. Un maximum de huit séries d'accroupissements à l'intérieur de la structure sera réalisé par chaque sujet pour cette portion de la séance.

Le sujet peut ensuite sortir de la structure de stabilisation, les harnais sont retirés et un temps de repos d'un minimum de trente minutes lui est accordé, moment pendant lequel il est possible de procéder à l'acquisition des données radiologiques avec le système ÉOS (cf section *Imagerie*).

Suite au repos, le sujet se réchauffe et s'étire brièvement puis on répète les procédures d'installation des harnais et de calibrage. Le sujet accomplit alors une série d'accroupissements libres puis une série à l'intérieur de la structure avec les pieds dans la configuration initiale décrite plus haut. La séance se termine après ces deux séries dont le but est d'analyser la reproductibilité de la méthode d'évaluation du mouvement du genou.

L'ensemble de l'expérience est d'une durée inférieure à deux heures, en incluant l'évaluation clinique, les temps d'échauffement, les périodes de repos et le temps nécessaire à l'imagerie des membres inférieurs.

Imagerie

Des reconstructions informatiques tridimensionnelles (3D) des fémurs et tibias de tous les sujets seront obtenues à l'aide de l'appareil ÉOS. ÉOS est un appareil d'imagerie avant-gardiste permettant de procéder à des reconstitutions osseuses précises en soumettant les sujets à des doses de rayons X environ dix fois moindres qu'une radiographie conventionnelle et jusqu'à cent fois inférieures à une tomodensitométrie (*scanner*). Les reconstructions seront associées aux données cinématiques de chaque sujet pour y être interprétées à l'intérieur d'un logiciel d'analyse conçu à cet effet.

Ces images seront conservées conjointement aux autres données issues de ce projet de recherche et pourront être utilisées dans le cadre d'autres travaux. La confidentialité sera toujours respectée.

Risques et inconforts reliés au système d'attache

Il n'y a pas de risques à l'installation et à l'utilisation du système d'attache et des capteurs. Les inconforts suivants peuvent survenir :

Le système d'attache étant serré au niveau des condyles fémoraux, de légères douleurs et des marques sur la peau peuvent se développer aux sites de contact. Celles-ci disparaîtront après quelques minutes.

Risques reliés à l'appareil de standardisation du geste

L'utilisation de l'appareil de standardisation du geste ne comporte aucun risque pour le sujet puisque l'accroupissement est un geste régulièrement réalisé par chacun et qu'il est ici effectué de manière contrôlée et sans à-coup. Pour plus de sûreté, un système d'arrêt d'urgence est incorporé à l'appareil dans l'éventualité d'un malaise articulaire empêchant le sujet de compléter le geste amorcé.

Risques reliés à l'imagerie

Le risque relié à l'exposition aux radiations issues du système ÉOS est négligeable puisque celles-ci sont de l'ordre de 0,025 millisieverts (mSv), une dose de radiation minime en comparaison des 3,6 mSv reçus annuellement par la moyenne des individus.

Bénéfices

Il se peut que vous ne retiriez aucun bénéfice personnel de votre participation à cette étude. Il est toutefois possible que vous subissiez un jour une blessure au genou, auquel cas une connaissance du comportement normal de votre genou pourrait s'avérer utile dans l'évaluation et le traitement de votre blessure. Chose certaine cependant, les résultats obtenus contribueront à l'avancement des connaissances dans ce domaine de la chirurgie orthopédique.

CONSENTEMENT

Participation volontaire

Ma participation à cette étude est volontaire. Je peux refuser d'y participer ou décider de me retirer de cette étude en tout temps.

Confidentialité

Les informations se rapportant à cette étude seront traitées confidentiellement. L'identification des sujets se fera sous forme de codes d'identification dont la concordance avec les données nominatives sera tenue à part dans un fichier informatique minimalement diffusé. Les résultats de cette étude seront présentés à des conférences et publiés dans des revues; toutefois, en aucun temps mon identité ne sera dévoilée dans ces circonstances.

Compensation

Je ne serai pas rémunéré pour ma participation à cette étude. Toutefois, mes frais de déplacement seront couverts par l'étude. Un montant forfaitaire de quarante dollars (40\$) me sera attribué à cet effet.

Si une lésion ou une complication survient en cours d'étude, les soins médicaux d'urgence usuels me seront fournis au CHUM – Pavillon Notre-Dame. Ceci n'altère en rien mes droits en cas de faute et je ne renonce à aucun de mes droits légaux en signant le présent formulaire, ni ne libère le chercheur ou l'hôpital de leur responsabilité civile et professionnelle.

Si des questions sont soulevées concernant ma participation à cette étude, ou si je crois avoir développé une lésion ou une complication en raison de ma participation à cette étude, je pourrai contacter :

Monsieur Jacques A. de Guise, chercheur responsable de cette étude.
Pour le rejoindre, téléphonez au (514) 890 8000 poste 28721

Consentement à participer à l'étude

J'ai lu ce formulaire de consentement, et j'en ai reçu une copie. J'accepte de participer à cette étude de façon volontaire.

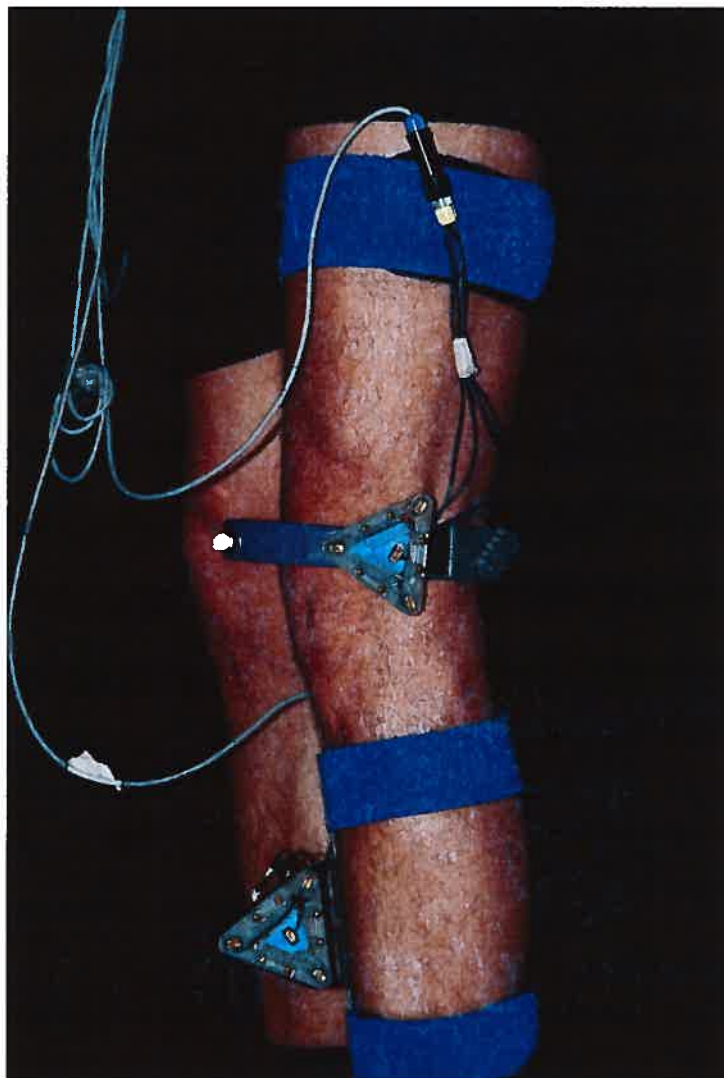
Nom et signature du sujet : _____

Nom et signature du chercheur : _____

N° de téléphone du chercheur : _____

Date : _____

Annexe 5 : Capteurs de mouvement



Annexe 6 : Lettre d'acceptation de l'article

Dr F Lavoie
Centre de Recherche du CHUM
Pavillon J.A.DeSeve
1560 rue Cherbrooke Est
Local Y-1615
Montréal
H2L 4M1
Canada

13th December 2005

Dear Frédéric Lavoie

CB/2005/000107

Gesture standardization increases the reproducibility of 3D kinematic measurements of the knee joint.

F Lavoie, M Laplante, G Parent, N Duval, S Doré and J A de Guise

Thank you for submitting a revised version of your paper. We are most pleased to be able to inform you that this version has been approved for publication and we shall now pass this on to the publishers.

You will hear from the publishers soon who will give you details on how to monitor the status of your paper.

Thank you once again for your interest in *Clinical Biomechanics*.

With kind regards



Dr Kim Burton - Editor-in-Chief



Annexe 7 : Approbation des auteurs

Voir pages suivantes.



SIGNATURE DES COAUTEURS

À faire parvenir par courrier à

TGDE – Programme de Sciences
biomédicales 2^e et 3^e cycles
Faculté de médecine
Pavillon Roger-Gaudry
Bureau P 710 M.Sc. P 709 Ph.D.
C.P. 6128, succursale Centre-ville
Montréal, Qc
H3C 3J7

ou par fax au 343-5751

Titre du 2^e article :

“Gesture and Posture As Important Factors in 3D Kinematic Assessment of the Knee”

Énoncé :

Par la présente, je reconnais avoir pris connaissance du contenu de cet article et suis en accord avec les conclusions tirées.

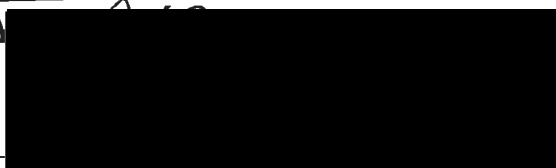
Signature des coauteurs :

Frédéric Lavoie

Martin Laplante

Nicolas Duval

Sy



Jacques A. de Guise

SIGNATURE DES COAUTEURS**À faire parvenir par courrier à**

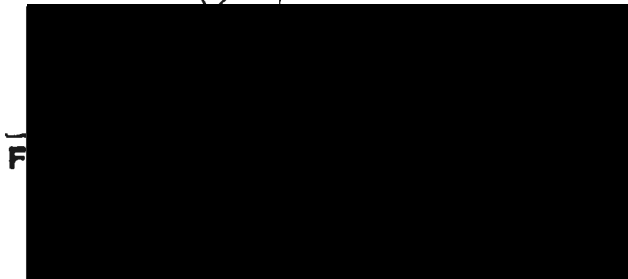
TGDE – Programme de Sciences
biomédicales 2^e et 3^e cycles
Faculté de médecine
Pavillon Roger-Gaudry
Bureau P 710 M.Sc. P 709 Ph.D.
C.P. 6128, succursale Centre-ville
Montréal, Qc
H3C 3J7

ou par fax au 343-5751**Titre du 2^e article :**

"Gesture and Posture As Important Factors in 3D Kinematic Assessment of the Knee"

Énoncé :

Par la présente, je reconnais avoir pris connaissance du contenu de cet article et suis en accord avec les conclusions tirées.

Signature des coauteurs :


Martin Laplante

Nicolas Duval

Sylvie Doré

Jacques A. de Guise

SIGNATURE DES COAUTEURS**À faire parvenir par courrier à**

TGDE – Programme de Sciences
biomédicales 2^e et 3^e cycles
Faculté de médecine
Pavillon Roger-Gaudry
Bureau P 710 M.Sc. P 709 Ph.D.
C.P. 6128, succursale Centre-ville
Montréal, Qc
H3C 3J7

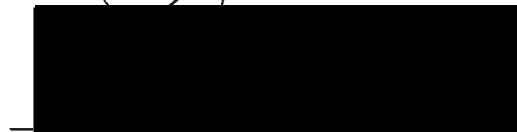
ou par fax au 343-5751

Titre du 2^e article :

"Gesture and Posture As Important Factors in 3D Kinematic Assessment of the Knee"

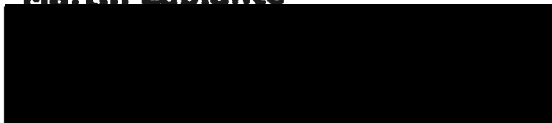
Énoncé :

Par la présente, je reconnais avoir pris connaissance du contenu de cet article et suis en accord avec les conclusions tirées.

Signature des coauteurs :

Frédéric Lavoie

Martin Laplante



Nicolas Duval

Sylvie Doré

Jacques A. de Guise

Co-Authors Statement

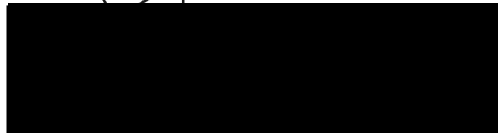
Article Title :

Gesture and Posture As Important Factors in 3D Kinematic Assessment of the Knee

Statement :

I hereby acknowledge having read the final manuscript and concur with its content. The material contained in it has not been and will not be submitted for publication elsewhere except as an abstract.

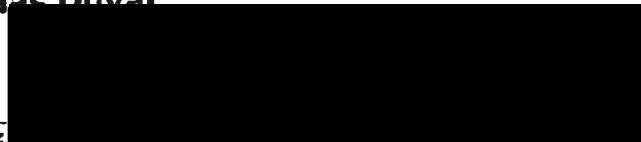
Co-authors' signatures :



Frédéric Lavoie

Martin Laplante

Nicolas Duval



Sylvie Gosselin

Jacques A. De Guise

SIGNATURE DES COAUTEURS

À faire parvenir par courrier à

Élaine Orphanos
TGDE
Faculté de médecine
Pavillon Roger-Gaudry, Local T-521
C.P. 6128, succursale Centre-ville
Montréal, Qc
H3C 3J7

ou par fax au 343-5751

Titre du 1^{er} article :

Gesture Standardization Increases the Reproducibility of 3D Kinematic Measurements of the Knee Joint

Énoncé :

Par la présente, je reconnais avoir pris connaissance du contenu de cet article et suis en accord avec les conclusions tirées.

Signature des coauteurs :

[Redacted signature]

Ma

[Redacted signature]

Gérald Parent

[Redacted signature]

Nicolas Duval

Sylvie Doré

[Redacted signature]

Jacques A. De Guise

SIGNATURE DES COAUTEURS

À faire parvenir par courrier à

Élaine Orphanos
TGDE
Faculté de médecine
Pavillon Roger-Gaudry, Local T-521
C.P. 6128, succursale Centre-ville
Montréal, Qc
H3C 3J7


ou par fax au 343-5751

Titre du 1^{er} article :

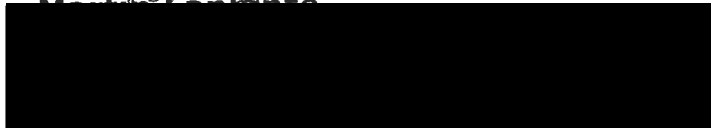
Gesture Standardization Increases the Reproducibility of 3D Kinematic Measurements of the Knee Joint

Énoncé :

Par la présente, je reconnais avoir pris connaissance du contenu de cet article et suis en accord avec les conclusions tirées.

Signature des coauteurs :

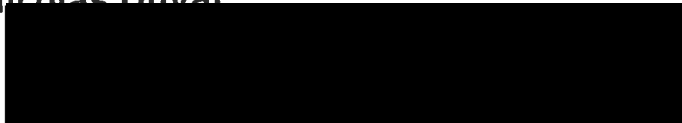
Martin Lussier



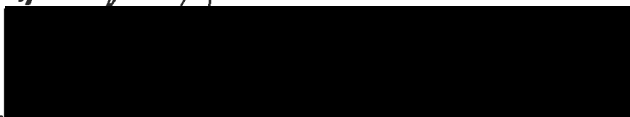
Gérald Parent



Nicolas Duval



Sylvie Doré



Jacques A. De Guise

